

*Análise da distribuição de tensões em implantes angulados: um estudo *in vitro**

Inês Nordeste

Dissertação de candidatura ao grau de Mestre em Cirurgia Oral, submetida à Faculdade de Medicina
Dentária da Universidade do Porto.

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Membros do Conselho Científico

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor António Cabral Campos Felino (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal Silva (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha (Prof. Associado)

Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz (Prof. Associado)

Prof. Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor José Carlos Reis Campos (Prof. Auxiliar c/ Agregação)

Prof. Doutor José Mário Castro Rocha (Prof. Auxiliar)

Prof. Doute Manuel José Fontes de Carvalho (Prof. Associado)

Prof. Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann (Prof. Associado)

Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva (Prof. Associada c/ Agregação)

Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes (Prof. Catedrático)

Prof. Doutora Maria Lurdes Ferreira Lobo Pereira (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz (Prof. Associado da FEUP - personalidade convidada)

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor Ricardo Manuel Lobo Faria Almeida (Prof. Associado c/ Agregação)

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Membros do Conselho Científico

Docentes Jubilados

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira (Prof. Associado)

Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Prof. Associado - falecido)

Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Prof. Associado c/ Agregação)

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas (Prof. Catedrático)

Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado)

Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Prof. Associado Convidado - falecido)

Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Prof. Associado)

Dedicatórias

Aos meus Pais, a quem tudo devo pelo amor que sempre me deram e por tudo o que me ensinaram.

Às manas e pequerruchos, por todos os sorrisos que me roubam.

Ao Jorge, por todas as vezes em que estive ausente e por teres estado sempre comigo.

À Lu, pelo apoio e força que sempre me deste.

A todos vocês, muito obrigada

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor Ricardo Faria e Almeida,

Por me ter guiado ao longo deste projeto, por me ter transmitido a importância do rigor científico e por me ensinar e ajudar a alcançá-lo.

Ao Prof. Doutor Mário Vaz

Pela disponibilidade imediata que manifestou para me ajudar a concretizar este projeto.

O meu apreço pelo conhecimento que me transmitiu e pela simpatia com que sempre me recebeu.

Ao Eng. Nuno Viriato

Um muito obrigada por toda a ajuda, por toda a paciência e dedicação que sempre manifestou.

Ao Excelentíssimo Senhor Professor Doutor Afonso Pinhão Ferreira

Ao Excelentíssimo Senhor Professor Doutor António C. C. Felino

Ao Excelentíssimo Senhor Professor Doutor João F. C. Carvalho

O meu agradecimento,

ÍNDICE

Palavras chave	19
Abreviaturas	21
Resumo	23
Abstract	25
Introdução	31
Capítulo I – Implantes Dentários	33
Tipos de implantes: evolução histórica	34
Critérios de sucesso de implantes dentários.....	35
Critérios de insucesso de implantes dentários.....	36
Capítulo II – Mucosa Periimplantar	39
Interface mucosa-implante.....	39
Fisiologia da mucosa periimplantar	41
Capítulo III – Tecido ósseo	43
Células do tecido ósseo	43
Tipos de tecido ósseo	47
Processos de ossificação	49
Capítulo IV – Osteointegração	51
Conceitos e princípios básicos	51
Mecanismos de osteointegração	53
Etapas da osteointegração	56
Capítulo V – Superfícies de implantes	59
Classificação das superfícies de implantes	59
Procedimentos de modificação química da superfície de implantes	62
Procedimentos de modificação física da superfície de implantes	64
Topografia de superfície dos principais sistemas de implantes	69
Estudos comparativos dos diferentes tipos de superfície de implantes .	70

Capítulo VI – Carga imediata	73
Conceitos de carga imediata, precoce, convencional e tardia	73
Estabilidade primária.....	73
Protocolos de carga: estudos comparativos	74
Capítulo VII – Implantes angulados	77
All-on-four	78
Capítulo VIII – Biomecânica da mastigação	83
Capítulo IX . Biomecânica aplicada à implantologia.	90
Grandezas mecânicas	90
Métodos de análise de tensões	95
Método de análise de elementos finitos	95
Objectivos	99
Material e métodos	103
Desenho assistido por computador	105
Geração de malha de elementos finitos	111
Propriedades dos materiais simulados	113
Condições de fronteira	115
Resultados	123
Discussão	133
Conclusão	141
Bibliografia	145

Palavras chave

Implantes angulados

All-on-four

Carga imediata

Análise de elementos finitos

Keywords

Tilted implants

All-on-four

Immediate loading

Finite element analysis

Abreviaturas

MEF – método de análise de elementos finitos

SLA - sandblasted, large grit e acid-etched

HA – hidroxiapatite

RESUMO

Introdução. A utilização de implantes angulados para a reabilitação de maxilares atróficos foi proposta como forma de contornar a falta de disponibilidade óssea nas regiões posteriores dos maxilares. Várias vantagens biomecânicas têm sido atribuídas à angulação de implantes em reabilitações totais, nomeadamente uma melhor distribuição dos implantes pela arcada, melhor suporte protético e redução dos *cantilevers*. O conceito *All-on-four* surge na sequência da crescente necessidade de simplificação de protocolos e preconiza a reabilitação completa de uma arcada dentária com apenas quatro implantes, sendo os dois implantes posteriores angulados distalmente. Clinicamente, estão publicadas taxas de sucesso e de sobrevivência elevadas para esta técnica cirúrgica. No entanto, o *All-on-four*, é posto em causa por vários autores.

Objectivos. Avaliar *in vitro*, a distribuição de tensões em implantes angulados, segundo o conceito *All-on-four*, com diferentes graus de inclinação, quando submetidos a cargas de diferentes intensidades. Pretende-se ainda determinar quais as regiões do implante em que se verificam as maiores tensões e se a sua distribuição varia de alguma forma de acordo com o ângulo de inclinação do implante.

Material e métodos. Utilizando o software *SolidWorks* 2012[®] criou-se um modelo tridimensional simplificado de uma arcada mandibular e desenharam-se três modelos: o modelo I com os quatro implantes verticais, paralelos entre si; o modelo II os implantes anteriores verticais e os implantes posteriores angulados a 17°; o modelo III com os implantes posteriores angulados a 30°. Foram desenhados também pilares angulados de 17° e 30° para os modelos II e III. Todos os implantes foram unidos uma estrutura protética simplificada.

Conclusão. A distribuição das tensões para as diferentes cargas variou nas três angulações consideradas. Os valores de tensão máxima registados decresceram com o aumento da angulação dos implantes. Simultaneamente, verificou-se uma redução do comprimento do *cantilever* com a crescente angulação dos implantes. As regiões onde houve maior concentração de tensões foi na face distolingual dos implantes sobretudo em cervical na zona de contacto com a estrutura protética e ao nível do colo do implante no contacto com o osso alveolar. Este factor não parece variar diretamente com a angulação dos implantes.

ABSTRACT

Introduction. Tilted implants for atrophic maxillary rehabilitations have been proposed as an alternative treatment to overcome bone deficiencies in the posterior regions. Several biomechanical advantages have been pointed for tilting implants in total rehabilitations, such as, favourable implant distribution, better prosthetic support and cantilevers length reduction. The All-on-four concept was introduced and an attempt to simplify protocols and advocates total arch rehabilitation with only four implants, being the posterior implants, tilted distally. Clinically, high survival and success rates were published for this surgical technique. However, the All-on-four is questioned by several authors.

Objectives. To evaluate in vitro, stress distribution in tilted implants, according to the All-on-four concept, with different angulations, when submitted to several forces. It was also intended to analyse which implant region registered higher stress and if this distribution was altered according to the implant angulation.

Materials and methods. Using *SolidWorks* 2012[®] software a 3D simplified model was created, simulating a mandibular arch, and three models were designed: model I with four parallel vertical implants, model II with two anterior implants vertical and two posterior implants tilted in 17°; model III with the posterior implants tilted in 30°. Tilted abutments with 17° e 30° were designed for models II and III. All implants were splinted by a prosthetic simplified structure.

Conclusions. Stress distribution varied in all three angulations tested. Maximum stress patterns decreased with tilting implants. Simultaneously, cantilever length was reduced with implant tilting. Stress patterns were higher in distolingual implant face, near to the cervical area next to the prosthetic structure and in the neck region near to the alveolar bone contact. This variable did not directly change, with implant tilting.

INTRODUÇÃO

IMPLANTES DENTÁRIOS

A perda dentária desde há muito que constitui um dos grandes desafios da Medicina Dentária. Se houve tempos em que a ausência de dentes era socialmente aceite, atualmente com a evolução dos conceitos estéticos e com a procura crescente da “perfeição” deixou de o ser.

A introdução dos implantes nas reabilitações dentárias veio permitir ao paciente um substituto mais aproximado com a estrutura dentária original, traduzindo-se numa melhor estética, maior conforto e melhor capacidade de mastigação.

A publicação dos resultados dos estudos desenvolvidos por Brånemark[1] desencadeou um conjunto de acontecimentos que levaram ao desenvolvimento de vários estudos científicos na procura do implante ideal. Ao longo dos anos muitos foram os implantes introduzidos no mercado e se é certo que alguns vingaram, muitos foram os que se revelaram inapropriados para atingir o objectivo principal, o sucesso da reabilitação.

A elevada previsibilidade da osteointegração de implantes orais e as suas elevadas taxas de sucesso a longo prazo estão largamente descritas.

Atualmente defende-se que os implantes devem substituir dentes ausentes e não substituir os dentes em si, ou seja, só devem ser substituídos por implantes, os dentes que não possam ser tratados por outro procedimento conservador [1, 2]

Lindhe [2], descreve que as três principais indicações para a reabilitação com implantes são:

- 1- Para o aumento do conforto e capacidade de mastigação;
- 2- Para a preservação de dentes naturais e adequação de reconstruções existentes;
- 3- Para a substituição de dentes ausentes;

Tipos de implantes: evolução histórica

Ao longo do processo evolutivo do Homem, houve uma preocupação crescente na substituição de dentes perdidos. Vários achados arqueológicos que datam de anos A.C, comprovam que desde cedo o Homem procura contornar a perda dentária.

As primeiras tentativas de implantação dentária são atribuídas aos egípcios e culturas pré-colombianas durante o Período Antigo (A.C a 1000 D.C). Estas civilizações recorriam a dentes de origem animal ou a dentes esculpidos em marfim. No Período Medieval (1000 a 1800) recorria-se à transplantação de dentes humanos extraídos dos mais desfavorecidos, nomeadamente de escravos.

O início da implantologia endoóssea data do Período fundamental (1800 a 1910). Os materiais utilizados eram o ouro, a porcelana, a madeira e outros metais como a platina, a prata e o estanho. Em 1888, Berry introduziu os princípios de estabilidade e de biocompatibilidade.

Com o início do século XX (Período pré-moderno (1910 a 1930)), Payne descreve o implante em cesto cilíndrico de ouro. Em 1919, Greenfield, estabeleceu o primeiro protocolo científico no qual o implante era colocado em função 6 a 8 semanas após a sua instalação.

Durante o Período moderno (1930 a 1978) o estudo de diferentes biomateriais e de novas técnicas cirúrgicas levaram à criação de diversos tipos de implantes (implantes em parafuso, endodônticos, subperiostais, implantes laminados, etc.). Todos estes implantes resultaram em fracassos terapêuticos a curto-médio prazo. Este período caracterizou-se por inúmeras experiências, erros e confusões no que respeita aos princípios biológicos.

A partir dos anos 70 (Período contemporâneo), com a introdução do implante de Brånemark e posteriormente com a introdução do conceito de osteointegração inúmeros foram os estudos realizados e os implantes desenvolvidos, existindo atualmente uma vasta variedade de formas, desenhos, comprimentos e diâmetros de implantes assim como de tipos de superfícies. [3]

Crêterios de sucesso de implantes dentários

O termo sucesso pode ser definido como o alcance do objectivo pretendido. Desta forma, para ser considerado bem sucedido, um implante osteointegrado tem que cumprir determinados requisitos no que respeita à função (capacidade mastigatória), fisiologia tecidular (presença e manutenção da osteointegração, com ausência de dor ou processos patológicos) e satisfação do paciente (est tica e conforto).[4]

O sucesso de qualquer reabilitação com implantes, está dependente da interacção de múltiplos factores, nomeadamente:

1. Da biocompatibilidade do implante;
2. Das propriedades macroscópicas e microscópicas da superfície do implante;
3. Das características do leito implantar, no que respeita à presença ou ausência de infecção, e à qualidade óssea da região;
4. Da técnica cirúrgica *per se*;
5. Do tempo de cicatrização;
6. Do tipo e adequação da reabilitação protética;[5, 6]

Em 1986, Albrektsson *et al* [5] propuseram uma actualização dos cr terios propostos em 1979 por Schnitman e Shulman, e um conjunto de novos cr terios de sucesso para o tratamento com implantes (Tabela I).

<i>Proposta-NIH, Schnitman e Shulman, 1979</i>	<i>Proposta de Albrektsson et al, 1986</i>
1.Mobilidade implantar <1mm em qualquer direcção;	1.Ausência de mobilidade clinicamente detectável;
2.Perda óssea <1/3 do comprimento do implante;	2.Ausência de radiolucências, radiograficamente detectáveis;
3.Inflamação gengival passível de tratamento periodontal; ausência de sintomas de infecção, de lesões dos dentes adjacentes, de parestesia ou anestesia;	3.Após um ano em função, a perda óssea vertical <0,2mm por ano;
4.Ausência de lesão do canal mandibular, seios maxilares e cavidades nasais;	4.Ausência de sinais ou sintomas, como dor, infecção, neuropatias, parestesia ou lesão do canal mandibular,
5.Permanecer em função pelo menos 5 anos, em 75% dos casos;	5.Permanecer em função ao fim de 5 anos com uma taxa de sucesso de 85% e de 80% ao fim de 10 anos em função;

Tabela I. Crêterios de sucesso de implantes (Adaptado de Albrektsson *et al*[5])

Crêterios de insucesso de implantes dentários

O insucesso de um implante traduz-se pelo incumprimento de um conjunto de requisitos específicos anteriormente descritos. A etiologia do fracasso de implantes dentários pode ser biológica, mecânica, iatrog nica ou por inadapt  o do paciente.

A etiologia biológica refere-se   inadequação dos tecidos para estabelecer e ou preservar a osteointegração. De acordo com a sua cronologia podem subdividir-se em insucessos primários (incapacidade de osteointegração) e insucessos secundários (incapacidade de preservar e manter a osteointegração previamente conseguida). A etiologia mecânica relaciona-se com insucessos por fratura de implantes, parafusos, estruturas protéticas, perda de revestimentos de superfícies de implantes, etc.

As causas iatrog nicas são: a lesão de estruturas nervosas, como o nervo alveolar inferior e o seio maxilar e ainda o incorreto alinhamento dos implantes relativamente a estruturas anat micas importantes.

Por fim, a inadapt  o por parte do paciente pode traduzir-se ao nível de problemas de fonética, est tica ou problemas psicológicos inerentes ao paciente.[4]

Os cr terios diagnósticos do fracasso de implantes dentários são então:

1. Sinais clínicos de infecção;
2. Dor ou sensibilidade;
3. Mobilidade;
4. Sinais radiográficos de radiolucência periimplantar ou perda óssea marginal excessiva;
5. Som surdo   percussão vertical;[4]

A etiopatog nese dos fracassos implantares é assim muito diversificada, não se sabendo ao certo o peso que cada um dos factores representa. Muito provavelmente a causa de perda de implantes   multifactorial e, sabe-se que a sobrecarga oclusal e a infecção bacteriana são dois factores principais na falha ou perda da osteointegração. Assim sendo, a presença de microrganismos desencadeia um processo inflamatório persistente que promove a desintegração da interface osso-implante. Uma vez iniciado o processo de perda da osteointegração a natureza da superfície do implante, bem como o seu desenho, parecem desempenhar um papel fundamental na evolução do processo inflamatório.[7]

A tabela II sistematiza os diferentes factores que condicionam o sucesso da osteointegração de implantes dentários.

Factores endógenos	Sistémicos	Pacientes medicamente comprometidos Fumadores
	Locais	Radioterapia Défice da qualidade/quantidade óssea Enxertos ósseos Parafunções
Factores exógenos	Relacionados com o operador	Falta de experiência Elevado trauma cirúrgico Contaminação bacteriana Carga imediata Fase cirúrgica única Número insuficiente de implantes Falta de profilaxia bacteriana
	Relacionados com o biomaterial	Propriedades inadequadas da superfície do implante Desenho inadequado do implante

Tabela II. Factores associados ao insucesso de implantes. (Adaptado de Esposito *et al* [7])

Ainda que o sucesso da reabilitação com implantes dentários esteja vastamente descrito, a perda de implantes constitui ainda uma realidade com que o Médico Dentista se depara no seu quotidiano

MUCOSA PERIIMPLANTAR

O tecido mucoso que envolve os implantes dentários é designado por mucosa periimplantar. As suas características são estabelecidas durante o processo de cicatrização da ferida operatória que ocorre posteriormente ao encerramento do retalho mucoperiósseo após a colocação do implante (procedimento de 1 fase cirúrgica) ou após conexão do pilar de cicatrização (procedimento de 2 fases cirúrgicas).

A cicatrização da mucosa, resulta no estabelecimento de uma inserção de tecido mucoso (inserção transmucosa) no implante. Esta inserção funciona como barreira impedindo que produtos provenientes da cavidade oral alcancem o tecido ósseo e garantindo a osteointegração e a fixação do implante.[2]

Interface mucosa-implante

O comportamento da mucosa periimplantar depende da qualidade dos tecidos moles adjacentes, do tipo de biomaterial e tipo de superfície do implante utilizado. A interface mucosa-implante é constituída por três áreas bem delimitadas:

1. Epitélio sulcular;
2. Epitélio juncional;
3. Tecido conjuntivo periimplantar

Epitélio Sulcular

O epitélio sulcular é uma extensão não-queratinizada da epitélio oral contíguo ao epitélio queratinizado na porção mais coronal e ao epitélio juncional na porção apical. (Fig. 1) Ao nível mais apical a espessura deste epitélio é menor, comparativamente com a porção mais coronal.

Epitélio juncional

Este epitélio estabelece contacto direto com a superfície do implante e desempenha uma função determinante no sucesso implantar servindo de barreira biológica. Tem uma altura aproximada de 2mm. A união do epitélio juncional ao implante é feita através da adesão de hemidesmosomas e da lâmina basal. O epitélio juncional garante a continuidade do epitélio que recobre a lâmina própria e mantém a barreira epitelial.

Tecido conjuntivo

Localiza-se entre a crista óssea e a porção apical do epitélio. O tipo de organização deste tecido, varia de acordo com a superfície do implante e com a queratinização da mucosa. As fibras do tecido conjuntivo inserem-se paralelamente ao eixo dos implantes e perpendicularmente ao osso, ao nível do periósteo.

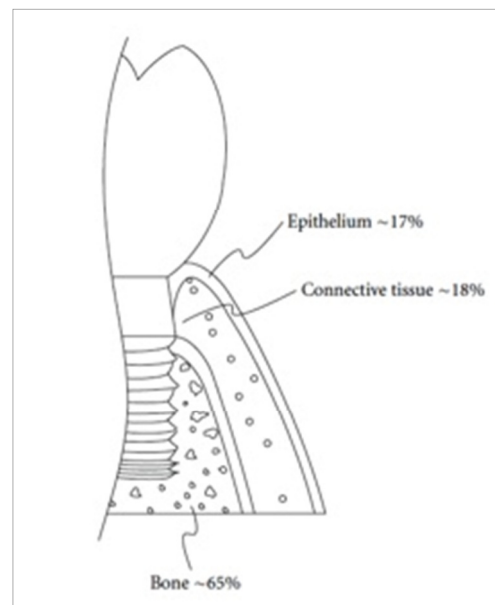


Figura I. Componentes da mucosa periimplantar (Adaptado de [8])

Fisiologia da mucosa periimplantar

A mucosa adjacente aos implantes exerce uma função protetora em relação ao meio intraoral. A mucosa periimplantar e a gengiva possuem várias características clínicas e histológicas comuns, apresentando contudo, algumas diferenças.

A resposta tecidual à agressão bacteriana é similar mas não igual, na gengiva e na mucosa periimplantar. A placa bacteriana desenvolve-se da mesma forma na superfície dentária e na superfície implantar, provocando uma migração de leucócitos em direção ao epitélio juncional e a formação de um infiltrado celular inflamatório.

Ao nível implantar a capacidade de defesa face à inflamação está reduzida: a quantidade de fibroblastos é menor, os vasos sanguíneos apicais à junção epitelial estão ausentes e as fibras conjuntivas de colagénio têm uma disposição paralela à superfície do implante não se inserindo no corpo do implante. Na presença de um estado inflamatório estas características favorecem a sua progressão comprometendo o sucesso da osteointegração do implante.[2, 3]

Assim sendo, o sucesso do tratamento com implantes depende essencialmente de três componentes essenciais: o osso, o tecido conjuntivo e o epitélio; cada um dos três desempenha um papel essencial. O sucesso implantar não pode portanto ser definido tendo por base apenas a eficácia da osteointegração entre o osso e o implante. Uma interação biológica apropriada para obter tecido gengival adequado é essencial para o estabelecimento de uma união epitelial que favoreça a ausência de inflamação.[8]

TECIDO ÓSSEO

O osso é um tipo especializado de tecido conjuntivo constituído por células e material extracelular calcificado, a matriz óssea. Todos os ossos são revestidos, externa e internamente, por membranas conjuntivas designadas de periósseo e endósseo, respectivamente, que possuem células osteogénicas.

O tecido ósseo constitui o principal componente do esqueleto humano e desempenha as funções de conferir suporte às partes moles; proteger órgãos e estruturas vitais e permitir a locomoção. Além destas funções, aloja a medula óssea e é um reservatório de sais minerais como o cálcio e o fósforo, tendo um papel ativo no metabolismo destes iões e na regulação do equilíbrio orgânico.

Células dos tecido ósseo

Ainda que representem uma pequeníssima porção do volume ósseo, as células desempenham um papel essencial na manutenção da matriz óssea. O tecido ósseo é constituído por três tipos de células diferentes: os osteócitos, os osteoblastos e os osteoclastos. Cada um destes três tipos possui uma localização e uma função específica.

Osteócitos

Os osteócitos encontram-se no interior da matriz óssea, ocupando lacunas (cada uma com apenas um osteócito) das quais partem canalículos.

Os osteócitos desempenham um papel essencial na manutenção da matriz óssea mineralizada, mediando a libertação e a deposição de cálcio contribuindo para a sua homeostasia.

A quantidade de osteócitos presentes por unidade de volume, varia na razão direta com velocidade de formação do tecido ósseo. Quanto mais rápida a sua formação, maior a quantidade de osteoblastos aprisionados, logo maior a quantidade de osteócitos presentes.

Osteoblastos

Os osteoblastos são células que sintetizam a componente orgânica (colagénio tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas) da matriz óssea, participando no processo de mineralização da mesma. Localizam-se na periferia da matriz óssea. Uma vez aprisionado pela matriz recém-sintetizada, o osteoblastos passa a designar-se por osteócito. Este tipo de matriz recém-formada não-calcificada, adjacente a osteoblastos ativos, designa-se de matriz osteóide.

Para além da sua ação direta na síntese de tecido ósseo, são responsáveis ainda por regular a ativação de células que o reabsorvem, os osteoclastos.

Osteoclastos

Os osteoclastos são células móveis responsáveis pela reabsorção do tecido ósseo. Possuem um papel primordial no processo de remodelação óssea, secretando ácido, collagenases e hidrolases, que atuam localmente digerindo a matriz orgânica e dissolvendo os cristais de sais de cálcio. A sua atividade é coordenada por citocinas e por hormonas. Durante a reabsorção óssea, ocorre libertação de cálcio, sendo os osteoclastos determinantes na manutenção da homeostasia deste elemento a longo prazo. Por outro lado, possuem também um papel importante no desenvolvimento e crescimento ósseo, através da libertação de factores de crescimento presentes na matriz extracelular mineralizada.

Matriz óssea

A matriz óssea do tecido ósseo possui uma estrutura complexa e organizada, dividindo-se em duas componentes: inorgânica e orgânica, imersas em substância fundamental.

A componente inorgânica ou mineral representa 50% do peso da matriz óssea. Os iões predominantes são o ião fosfato e o ião cálcio organizados sob a forma de cristais de hidroxiapatite, estando também presentes em menor proporção o bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato. Os cristais distribuem-se ao longo das fibrilas de colagénio, envolvidos por substância fundamental amorfa. Esta associação entre cristais e fibras, confere a dureza e a resistência, características do tecido ósseo.

A componente orgânica da matriz é formada por fibras de colagénio (95%) constituídas por colagénio tipo I e por uma pequena fracção de proteoglicanos e glicoproteínas.

As fibras de colagénio encontram-se organizadas de forma a proporcionar locais para nucleação de cristais de hidroxiapatite.

O colagénio tipo I representa 85-95% do total de matéria orgânica, e 50% de todo o colagénio presente no corpo humano. Os outros 5-15% incluem proteínas, de origem óssea e proteínas provenientes do plasma sanguíneo. As de origem óssea incluem os proteoglicanos (glicosaminoglicanos, sulfato de condroitina e sulfato de heparina) e as glicoproteínas (como a osteonectina, osteopontina, sialoproteína óssea II, osteocalcina e a fibronectina). As proteínas com origem no plasma sanguíneo incluem a albumina, citocinas e os factores de crescimento. Estas desempenham um factor primordial no ciclo vital das células ósseas, controlando a activação celular, a maturação e mineralização da matriz celular.

Por último, a substância fundamental representa uma pequena percentagem da matriz óssea e é responsável pelo preenchimento dos espaços entre os diferentes componentes da estrutura óssea. Está formada por água, sulfato de condroitina e ácido hialurónico. As suas principais funções são:

- Conferir suporte às estruturas orgânicas, inorgânicas e celulares do tecido ósseo;
- Controlar os níveis de água no osso;
- Regular a formação de fibras de colagénio;

Periósteo e endósteo

As superfícies internas e externas dos ossos são recobertas por células osteogénicas e tecido conjuntivo que constituem o periósteo e endósteo.

O periósteo contém principalmente fibras colagénias e fibroblastos na camada mais superficial. Na camada mais profunda é constituído essencialmente por células osteoprogenitoras, morfológicamente semelhantes aos fibroblastos. Estas células diferenciam-se em osteoblastos, desempenhando um papel importante no crescimento ósseo e processos de reparação de fracturas.

O endósteo é geralmente constituído por uma camada de células osteogénicas que revestem as cavidades do osso esponjoso, o canal medular, os canais de Havers e os de Volkman. Contribui igualmente, de forma significativa, para a regeneração e remodelação óssea já que é formado por uma fina camada de osteoblastos e osteoclastos.

Estas duas membranas são responsáveis pela nutrição do tecido ósseo e pelo fornecimento de novos osteoblastos para o crescimento e regeneração do osso.[9]

Tipos de tecido ósseo

Estrutura macroscópica

O osso alveolar é constituído por dois tipos diferentes de osso com arquiteturas distintas: o osso trabecular ou esponjoso e o osso cortical ou compacto. Esta classificação é meramente macroscópica na medida em que ambos os tipos de osso possuem a mesma estrutura histológica básica. As diferenças são essencialmente estruturais e funcionais apresentando funções mecânicas e metabólicas distintas. No corpo humano, 85% do osso é do tipo cortical e apenas 15% do tipo trabecular.

Osso cortical

O osso cortical desempenha funções essencialmente mecânicas devido à sua estrutura. É formado por osso condensado fortemente mineralizado. Organiza-se em camadas dispostas em torno de vasos sanguíneos, linfáticos e nervos, denominados de canais Harvesianos que serão descritos mais adiante.

Osso trabecular

Tendo em conta a sua baixa densidade, desempenha funções metabólicas. Estruturalmente, não se organiza em canais harvesianos como o osso cortical, sendo formado por lamelas sobrepostas — as trabéculas ósseas, que formam pontes ósseas finas que delimitam inúmeras cavidades. O padrão trabecular é caracteristicamente irregular, permitindo um melhor suporte das forças que incidem sobre o osso. Os espaços entre as trabéculas ósseas denominam-se de espaços medulares e alojam a medula óssea, responsável pela nutrição do osso trabecular.

Estrutura microscópica

Do ponto de vista microscópico, tendo em conta o grau de maturação, distinguem-se dois tipos de tecido ósseo: o imaturo ou primário; e o maduro ou secundário/lamelar. Os dois tipos possuem as mesmas células e os mesmos constituintes da matriz óssea. O tecido primário é o primeiro a surgir, tanto no desenvolvimento embrionário como na reparação de fracturas; é um tecido temporário que posteriormente é substituído por tecido ósseo secundário. No tecido ósseo primário, as fibras de colagénio dispõem-se irregularmente, sem orientação definida, enquanto no tecido ósseo secundário ou lamelar estas fibras estão organizadas em lamelas, adquirindo uma organização definida e peculiar.

Tecido ósseo Primário ou Imaturo

Este tipo de tecido como o próprio nome indica, é o primeiro tecido ósseo que aparece, sendo gradativamente substituído por tecido ósseo secundário do tipo lamelar. No adulto é muito raro, persistindo apenas junto às suturas cranianas, nos alvéolos dentários e em alguns pontos de inserção de tendões.

Caracteriza-se por ser pouco mineralizado com desorganização das fibras de colagénio, dispostas em várias direções e maior proporção de osteócitos. Constitui cerca de 30% do tecido ósseo e tem uma formação rápida e taxa de renovação elevada.

Tecido ósseo secundário ou lamelar

É o principal tipo de tecido ósseo encontrado no adulto. Caracteriza-se pela presença de fibras de colagénio, dispostas de uma forma altamente organizada em lamelas de 3 a 7 μm de

espessura, que ou ficam paralelas entre si ou se dispõem em camadas concêntricas em torno de canais com vasos, formando os sistemas de *Havers*. As lacunas que contêm os osteócitos localizam-se em geral entre as lamelas ósseas ou dentro delas. Em cada lamela, as fibras de colagénio estão paralelas entre si.

Cada sistema de *Havers* é um cilindro longo, formado por 4 a 20 lamelas ósseas concêntricas. No centro desse cilindro, existe um canal revestido por endóstio, o canal de *Havers*, que contém vasos e nervos. Os canais de *Havers* comunicam entre si, com a cavidade medular e com a superfície externa de osso através de canais transversais ou oblíquos, os canais de *Volkman*. Ao contrário dos canais de *Havers*, estes não apresentam lamelas ósseas. Os canais de *Volkman* atravessam as lamelas ósseas.

Processos de ossificação: osteogénese

O tecido ósseo é formado por um processo designado de ossificação intramembranosa que ocorre no interior de uma membrana conjuntiva ou pelo processo de ossificação endocondral. Todos os ossos derivam do tecido conjuntivo embrionário. Em ambos os processos, o primeiro tecido a surgir é o tecido ósseo primário. A pouco e pouco, este tecido imaturo vai sendo substituído por tecido ósseo lamelar. Durante o crescimento, é possível observar zonas de tecido primário, áreas de reabsorção e zonas de tecido secundário.

Ossificação intramembranosa

É o processo responsável pela formação dos ossos frontal, parietal e de partes do occipital, do temporal e dos maxilares superior e inferior. Contribui também para o crescimento dos ossos curtos e para o aumento da espessura dos ossos longos.

O local da membrana conjuntiva onde a ossificação se inicia é designada de centro de ossificação primário. O processo tem início com a diferenciação de células mesenquimatosas que se transformam em grupos de osteoblastos. Estes, sintetizam o osteóide (matriz ainda não

mineralizada) que se mineraliza englobando alguns osteoblastos que se transformam em osteócitos. Como vários desses grupos surgem quase simultaneamente no centro de ossificação, há confluência das traves ósseas formadas dando um aspecto esponjoso. Os vários centros de ossificação crescem radialmente, acabando por substituir a membrana conjuntiva preexistente. A parte da membrana conjuntiva que não sofre ossificação, passa a constituir o endóstio e perióstio.

Ossificação endocondral

A ossificação endocondral tem início sobre uma peça de cartilagem hialina, de forma parecida à do osso que se irá formar. Este processo é o grande responsável pela formação dos ossos longos e curtos.

Neste tipo de ossificação, os ossos formam-se a partir de um modelo cartilaginoso prévio, que precede o aparecimento do tecido ósseo. A sua vantagem é o facto de permitir a aplicação de forças ao esqueleto durante a sua formação. Os modelos cartilaginosos são assim gradualmente substituídos por osso irregular imaturo.

Este tipo de ossificação é responsável pela formação dos ossos longos, as vértebras, os ossos da pélvis e os ossos da base do crânio e por isso, são denominados de ossos cartilaginosos.[9]

OSTEOINTEGRAÇÃO

Conceito e princípios básicos

A osteointegração é, por definição, a união direta anatômica e funcional entre o osso e a superfície do implante. Histologicamente a osteointegração é a ancoragem direta de um implante pela formação de tecido ósseo periimplantar na ausência de tecido fibroso na interface osso-implante. Segundo Zarb e Albrektsson, a única definição viável seria com base numa avaliação clínica e assim sendo, definir-se-ia como o processo pelo qual é conseguida e mantida uma fixação rígida de um material aloplástico ao osso, após colocado em carga funcional.[10]

O conceito de osteointegração foi introduzido por Brånemark em 1986, na sequência de estudos desenvolvidos na Universidade de Göteborg na Suíça. Da análise microscópica da circulação microvascular de defeitos ósseos regenerados em perónio de coelho, seguiram-se uma sequência de estudos no sentido de determinar a relação funcional entre o osso cortical e o osso medular na reparação de defeitos ósseos.[1]

Vários estudos foram desenvolvidos sobre a cicatrização e ancoragem de implantes de titânio de diferentes tamanhos e formas, em cavidades ósseas. Destes trabalhos, o autor concluiu que uma vez colocado um implante numa cavidade medular, seguido de um período de imobilização adequado, osso cortical compacto, se formava em torno do implante sem a formação de qualquer tipo de tecido mole entre o osso e a superfície implantar. Verificou ainda que existia uma correlação direta entre a microtopografia da superfície de titânio do implante, a ausência de contaminação, o manuseamento do leito implantar e o tipo de defeito ósseo criado.[1]

Com base nos achados científicos, Brånemark desenvolveu estudos que lhe permitissem elaborar protocolos clínicos de reconstrução de defeitos mandibulares *major*, nomeadamente estados avançados de edentulismo. A partir de testes experimentais realizados em cães, verificou que existia um contacto direto osso-implante e que ao fim de 10 anos os implantes

permaneciam osteointegrados; forças de 100Kg e 30-50Kg, respectivamente na mandíbula e na maxila, eram necessárias para remover os implantes sendo que, na maioria dos casos, a fratura óssea não ocorria na interface osso-implante. [1, 11]

Em 1983 Brånemark, salientou alguns princípios importantes e válidos para qualquer procedimento com implantes: dever-se-ia remover a quantidade óssea mínima possível preservando a topografia básica da região devendo ser a preparação do leito implantar o mais atraumática possível. Brånemark protocolizou que uma vez implantados, os implantes deveriam ser deixados livres de carga por um período de 3 a 6 meses. Após colocados em carga, ocorreria uma remodelação óssea periimplantar no primeiro ano seguinte, com perda de osso marginal consequente do trauma cirúrgico e da adaptação às forças mastigatórias. Caso o trauma cirúrgico fosse excessivo ou ocorresse carga prematura dos implantes, não haveria osteointegração formando-se uma ligação de tecido conjuntivo.[12, 13]

Este autor salientou que o trauma cirúrgico condiciona a osteointegração assim como o tipo de reabilitação protética condiciona a sua manutenção. Assim sendo, ajustes oclusais dever-se-iam realizar com regularidade.[1]

Mecanismos de osteointegração

O processo de osteointegração é um processo dinâmico que não ocorre isoladamente e está intimamente dependente dos processos de osteoindução e da osteocondução.[10]

Osteoindução

A osteoindução é, por definição, o processo pelo qual a osteogênese é induzida ou seja, o processo pelo qual células indiferenciadas pluripotentes são estimuladas a diferenciarem-se em células osteogênicas.

O osso alveolar possui células diferenciadas como os osteoblastos, osteoclastos e os osteócitos; e células indiferenciadas essenciais ao processo de regeneração óssea. A osteoindução é parte integrante do processo de regeneração óssea normal e é responsável pela neoformação de grande parte do osso. O implante pode ser *per se*, osteoindutor, ainda que não seja um pré-requisito para a indução óssea.[10]

Osteocondução

Osteocondução significa o crescimento de osso numa superfície, sendo uma superfície osteocondutora, aquela que permite a formação de osso na sua superfície. O crescimento ósseo numa superfície está dependente da migração de células ósseas diferenciadas originadas quer de pré-osteoblastos ativados pelo estímulo do trauma, quer a partir de células recrutadas pelo processo de osteoindução. O processo de osteocondução está assim diretamente dependente do processo prévio de osteoindução.[10]

No caso de implantes, a osteocondução está também dependente do biomaterial que o compõe bem como da forma do implante.[10] O desenho do implante é essencial para a ancoragem primária da matriz óssea, necessária à migração das células osteogênicas para a superfície do implante.[14]

Conceitos de osteogénese à distância e osteogénese de contacto

A osteogénese à distância e a osteogénese de contacto foram pela primeira vez descritas em 1980 pelos autores Osborn e Newesley. Segundo estes autores, na osteogénese à distância formar-se-ia uma nova camada de osso alveolar sobre a superfície do osso adjacente à área periimplantar. Por um processo de aposição óssea, a camada de osso remanescente que circunda o leito implantar, forneceria todo um conjunto de células osteogénicas capazes de secretar uma matriz osteogénica, que com o decorrer do processo de osteogénese formaria uma nova camada de osso sobre a superfície do implante. Assim, segundo este conceito, o osso não se formaria diretamente sobre a superfície do implante, mas antes o implante tornar-se-ia rodeado por osso alveolar adjacente.

Na osteogénese de contacto, uma nova camada de osso surgiria diretamente na superfície do implante. Como *a priori* nenhum osso estaria presente na superfície implantar após a sua colocação, teria que ocorrer uma colonização secundária da superfície do implante, por células osteogénicas, capazes de induzir a formação de uma matriz osteogénica. [14, 15]

Processo de modelação e remodelação óssea

A cicatrização e regeneração de um defeito ósseo é um processo complexo que envolve várias etapas. De acordo as características ósseas de cada tipo de osso os processos de regeneração óssea seguem uma determinada sequência e um determinado tempo de execução.[15]

A modelação óssea é o processo pelo qual ocorre uma mudança da arquitetura óssea inicial enquanto que o processo de remodelação óssea é por definição uma alteração do tecido ósseo mineralizado sem alteração concomitante da arquitetura desse tecido. O processo de remodelação óssea permite a substituição de osso primário (osso imaturo) com pouca capacidade de suporte de cargas, por osso lamelar mais resistente.

Os processos base envolvidos na remodelação óssea são a aposição e a reabsorção ósseas. Numa primeira fase, pré-osteoblastos são recrutados para os locais de reabsorção óssea e induzidos a diferenciarem-se em osteoclastos ativos formando novos pontos de reabsorção. Uma vez terminado o período de reabsorção ativa são substituídos por células mononucleares

transitórias. Numa segunda fase, são recrutados mais pré-osteoblastos que se diferenciam e secretam matriz óssea dando origem a novo osso. Alguns destes osteoblastos diferenciam-se em osteócitos que promovem a mineralização da matriz orgânica formada.[2]

Os ossos encontram-se num estado dinâmico de crescimento e remodelação óssea ao longo de toda a vida.

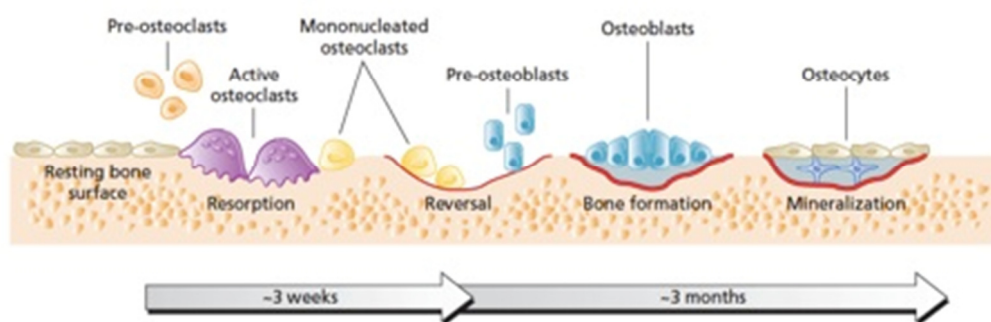


Figura 2. Processo de remodelação óssea (adaptado de [2])

Num estudo realizado em tíbia de ratos, observou-se que 4 semanas após colocados os implantes, havia uma remodelação significativa da interface com a presença de osso medular. Após 8 a 16 semanas, osso compacto contactava com o implante, preenchendo a rosca do implante. Independentemente do material do implante, uma diminuição temporária do contacto osso-implante, foi verificada entre o 3º e 28º dia após a sua inserção.

Concluiu-se que o processo de neoformação de osso medular era simultâneo ao processo de reabsorção óssea, e que por isso, as primeiras 4 semanas após a inserção do implante, seria o período mais crítico no que respeita à estabilidade do implante.[12]

A osteointegração provou ser um processo dinâmico, quer durante o seu estabelecimento, quer na sua manutenção. Durante o processo de osteointegração ocorre reabsorção óssea nas regiões de contacto entre o osso e o implante havendo, por outro lado, neoformação óssea nos espaços vazios. A fase de manutenção é assegurada por processos contínuos de remodelação óssea e adaptação às cargas funcionais.[16]

Etapas da osteointegração

Uma vez preparado o leito implantar e introduzido o implante, desencadeia-se uma resposta inflamatória em tudo semelhante à observada após qualquer trauma infligido ao organismo.

Numa primeira fase ocorre necrose tecidual decorrente do trauma cirúrgico e o aumento local de proteínas e imunoglobulinas que irão promover a reabsorção do tecido ósseo necrosado e a formação de novo tecido ósseo.

O processo de cicatrização óssea divide-se em três etapas principais:

- 1- Formação de um coágulo inicial;
- 2- Ativação celular
- 3- Resposta celular propriamente dita;

No local do leito implantar ocorre hemorragia e forma-se inicialmente um coágulo sanguíneo ocorrendo simultaneamente alterações da permeabilidade e volume dos vasos sanguíneos adjacentes com consequente alteração do fluxo sanguíneo local. O aumento do aporte sanguíneo à região promove o aumento rápido de células sanguíneas, proteínas e factores químicos que medeiam a resposta tecidual inicial.

Observa-se o estabelecimento de um contacto direto entre o sangue e seus componentes com a superfície do implante, formando-se um revestimento biológico do implante, constituído por lípidos, íões e proteínas específicas, como a fibronectina e a vitronectina.

As primeiras células a contactarem com o implante são do tipo inflamatório, desencadeando a libertação de citocinas e de mediadores inflamatórios. O coágulo, juntamente com os restos celulares e matriz são fagocitados por macrófagos e substituídos por tecido de granulação muito vascularizado que progressivamente se vai tornando mais fibroso. Nesta fase, é determinante o tipo de superfície do implante, a sua topografia e energia de superfície.

Numa segunda fase, por quimiotaxia, são mobilizadas células mesenquimatosas indiferenciadas que aderem à superfície do implante. As células mesenquimatosas diferenciam-se progressivamente em osteoblastos que promovem o recrutamento celular e a formação de tecido ósseo imaturo que posteriormente é substituído por tecido ósseo lamelar.

Em 2003, Berglundh estudou a neoformação óssea em torno dos implantes endósseos. O estudo consistiu na instalação de implantes em mandíbulas caninas. A lacuna entre o passo de rosca e o corpo do implante estabeleceu uma câmara de cicatrização. Os autores realizaram biópsias para estabelecer períodos de cicatrização que se estendiam de 2h após a inserção do implante até 12 semanas de cicatrização. Os resultados obtidos por Berglundh *et al* [16] estão descritos na tabela III.

Resultados	
Dia 0 (2h)	As porções periféricas do passo de rosca estavam em contacto com as invaginações do trajeto preparado pela broca no osso cortical. As câmaras de cicatrização estavam preenchidas com coágulo no qual eritrócitos, neutrófilos e macrófagos estavam envolvidos numa rede de fibrina.
Dia 4	O coágulo foi em parte substituído por tecido de granulação contendo numerosas células mesenquimais, componentes da matriz e estruturas vasculares neoformadas. Um tecido conjuntivo provisório foi estabelecido.
1ª Semana	As câmaras de cicatrização estavam ocupadas por tecido conjuntivo provisório rico em estruturas vasculares e numerosas células mesenquimais. O número de células inflamatórias remanescentes é baixo. Observou-se um tecido ósseo rico em células imaturas nos tecidos mesenquimais que circundavam os vasos sanguíneos. Verificaram-se os primeiros contactos entre o osso imaturo e a superfície do implante.
2ª Semana	A formação de osso imaturo é evidente ao redor do implante. As áreas do sitio receptor localizadas lateralmente ao implante, que estavam em contacto direto com o osso imediatamente após a cirurgia de instalação e que promoveram a sua estabilidade primária, sofreram reabsorção tecidular e estavam também envolvidas em neoformação óssea após 2 semanas de cicatrização.
4ª Semana	O osso neoformado mineralizado estendia-se à superfície óssea. A porção central da câmara estava preenchida de osso esponjoso primário, rico em estruturas vasculares e com muitas células mesenquimais.
6ª - 12ª Semana	A maioria da câmara de cicatrização estava preenchida com osso mineralizado. Tecido ósseo primário e secundário era visível no tecido neoformado e no tecido ósseo mineralizado em contacto com a superfície do implante.

Tabela III. Resultados obtidos no estudo de Berglundh *et al* (adaptado de [2, 16])

Em resumo, numa primeira fase surgiu um coágulo que com o crescimento de vasos, migração de leucócitos e células mesenquimais foi substituído por tecido de granulação. A migração de células mesenquimais continuou e formou-se uma matriz de tecido conjuntivo provisória, rica em vasos, células e fibras. Iniciou-se o processo de angiogénese e osteogénese e neoformações ósseas eram visíveis na primeira semana de cicatrização. O osso imaturo projetava-se da parede lateral do leito implantar (formação óssea aposicional; osteogénese à distância) mas também da superfície do implante (osteogénese de contacto). Progressivamente o osso imaturo foi sendo substituído por osso maturo.[2]

SUPERFÍCIES DE IMPLANTES

Desde a descoberta do conceito de osteointegração, as características da interface osso-implante e formas de as melhorar têm sido alvo de estudo pela comunidade científica. Vários esforços têm sido feitos no sentido de melhorar a interface osso-implante por forma a acelerar o processo de regeneração óssea e consequentemente a ancoragem do implante no osso alveolar.[17, 18]

Classificação das superfícies de implantes

A interface osso-implante pode ser modificada química e fisicamente. A alteração química passa pela incorporação de compostos inorgânicos, como o cálcio e o fósforo na camada de dióxido de titânio (TiO_2). Esta modificação química pode promover a regeneração óssea e favorecer a interação biomecânica entre a matriz óssea e a superfície do implante. A modificação biomecânica, inclui-se na modificação química e consiste na incorporação de moléculas orgânicas, nomeadamente proteínas e enzimas que induzem respostas celulares e tecidulares específicas.[17]

Fisicamente a interface pode ser modificada atuando na arquitetura da superfície implantar. Ao nível do micrómetro, sabe-se que uma superfície rugosa apresenta uma maior área de contacto comparativamente com uma superfície lisa, favorecendo a ancoragem óssea e a interação biomecânica entre o osso e o implante. Ao nível do nanómetro a rugosidade superficial aumenta a energia de superfície promovendo a adsorção celular, migração e proliferação de células ósseas e a osteointegração.[17, 18]

Ao longo dos anos, foram desenvolvidas várias técnicas físicas e químicas com o objectivo de melhorar as superfícies dos implantes. De acordo com as características químicas e físicas e com o tipo de tratamento de superfície Ehrendest *et al* propuseram uma classificação (Tabela IV):

Level of characterization			Characteristics and their definitions.	
Type	Code	Definition	Code	Definition
Chemical	Core	Core material	G4Ti G5Ti YTZP YPSZ PSHA	Commercially Pure Grade 4 Titanium Ti-6Al-4V Grade 5 Titanium Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals Yttria-Partially Stabilized Zirconia Plasma-Sprayed Hydroxy-Apatite (thick coating)
	Mod	Modification	X-RI X-LI X-HI X-CC X-DC X-SC OPol X-IPol	Impregnation (elements X within the core material) <1% : Residual Impregnation 1 to 5% : Low Impregnation > 5% : High Impregnation Coating (elements X on the core material) Continuous Coating. On the whole surface Discontinuous Coating. >50% total surface Sprinkled Coating. <50% total surface Pollution Organic pollution Inorganic pollution. X = elemental composition
Physical	Micro	Microtopography	R Pa/Po X-Pt	1/ Morphology type (number of dimensions D) Rough (1D) Patterned or Porous (2D) Particle (3D). X = elemental composition
			S Mi Mo Ma	2/ Height deviation amplitude (Sa) Smooth. Sa = 0 to 0.4 µm Minimal. Sa = 0.5 to 1 µm Moderate. Sa = 1 to 2 µm Maximal. Sa > 2 µm
			Fo Ru	3/ Spatial Density (developed area ratio, Sdr%) Flattened out. Sdr% < 100% Rugged. Sdr% > 100%
	Nano	Nanotopography (number of dimensions D)	S R Pa/Po/T X-Pt	Smooth Rough (1D) Patterned/Porous/Tubes (2D) Particle (3D). X = elemental composition
	Archi	Global architecture	F/NF Ho/He LC/EC X-RP	Fractal/Non Fractal Homogeneous/Heterogeneous Local Cracks/Extended Cracks along the surface Random Particle. X = elemental composition and associated characteristics

Tabela IV. Sistema de classificação de superfícies de implantes proposta por Ehrendest *et al*[17]

Neste sistema de classificação, as superfícies são classificadas tendo em conta as suas características químicas (material constituinte e as suas alterações químicas ou bioquímicas) e as suas características físicas (microtopografia e a arquitetura global). [17]

Cada implante pode ser definido tendo em conta o tipo de material que o constitui. Atualmente, a grande maioria dos implantes são compostos por titânio (Ti). Os tipos de titânio mais utilizados são o titânio de grau 4 e grau 5 pelas suas propriedades químicas e mecânicas. O

titânio grau 4 (G4Ti) é comercialmente designado por titânio puro uma vez que apresenta menos de 1% de impurezas (ferro e oxigénio) na sua constituição. O titânio de grau 5 (G5Ti) também conhecido por Ti-6Al-4V por incorporar 6% de alumínio e 4% de vanádio apresenta óptimas propriedades mecânicas.[17]

Procedimentos de modificação química da superfície de implantes

As superfícies de implantes podem ser quimicamente modificadas através de procedimentos de impregnação, revestimento e contaminação.

Impregnação

O processo de impregnação implica que exista uma integração total dos compostos químicos ou bioquímicos adicionados na arquitetura do material que constitui o implante, ou seja, que o composto adicionado seja considerado um componente estável da composição do implante. De acordo com a percentagem de impregnação, vários níveis de impregnação podem ser distinguidos: impregnação residual (<1%), impregnação baixa (1 a 5%) e impregnação elevada (>5%). [17]

Revestimento

Em contrapartida, no processo de revestimento, os adjuvantes químicos ou bioquímicos adicionados à superfície do implantes estão apenas superficialmente associados ao material que compõe o implante, não fazendo parte integrante da sua composição. Dependendo da percentagem que este composto representa na totalidade da superfície, três classificações são distinguidas : revestimento contínuo, descontínuo e *sprinkled*. [17]

Contaminação

O processo de contaminação corresponde à alteração das características da superfície dos implantes nomeadamente durante o tratamento inadequado da superfície ou manuseamento impróprio do implante e pode conduzir a contaminações orgânicas e inorgânicas importantes. [17]

Os objectivos da impregnação e do revestimento da superfície de implantes com elementos inorgânicos são a estimulação da interação biomecânica entre a matriz óssea e a camada de TiO_2 pela precipitação de osso mineral ou proteínas na superfície e eventualmente através da estimulação celular direta. A impregnação e o revestimento com fosfato de cálcio à muito que são estudados, apresentando resultados favoráveis. Contudo, ainda não é consensual qual a quantidade de fosfato de cálcio ideal nem o processo de incorporação mais adequado.

Desta forma verifica-se que existem inúmeros processos químicos para promover a resposta óssea, contudo o resultado biológico exato nem sempre é claro, na medida em que parâmetros físicos e químicos parecem interrelacionar-se.

Procedimentos de modificação física da superfície de implantes

Sobre as modificações físicas das superfícies de implantes, parece haver consenso quanto à sua importância. A topografia de superfície orienta e guia a ação celular, tendo a capacidade de influenciar diretamente a forma e função celular.

Vários estudos demonstraram que a resposta óssea mais favorável ocorre em implantes com superfícies moderadamente rugosas (Sa 1-2 μ m).[17, 19]

À microescala, a topografia da superfície de um implante pode aumentar a superfície de contacto entre o osso e o implante. Contudo, a biologia óssea assenta num *turn-over* de catabolismo/anabolismo específico e a formação e remodelação ósseas requerem espaços de pelo menos 50 μ m. [17] As microestruturas são classificadas pelo seu número de dimensões em microrrugosas, microporosas e microparticuladas.[17]

À nanoescala uma topografia de superfície mais rugosa aumenta a energia de superfície. Quanto maior a energia de superfície maior a sua molhabilidade ao sangue e consequentemente maior a adesão de fibrina e de matriz proteica. Assim sendo, uma maior energia de superfície favorece a adesão celular e a regeneração tecidular sobretudo no período pós colocação de implante. A Nanotopografia parece influenciar diretamente os processos de diferenciação e proliferação celular por modulação do comportamento celular.

A topografia de uma superfície é tipicamente caracterizada por uma sucessão de vales e de picos que podem ser quantificados por análises a 2D ou 3D (**Tabela V**).[17]

2D- Avaliação de perfil
Ra – Rugosidade média (parâmetro de amplitude)
Rz – Parâmetro vertical
Rsm – Parâmetro horizontal
3D Avaliação da superfície
Sa – Parâmetro de amplitude
Sds – Parâmetro espacial
Sdr% - Parâmetro híbrido

Tabela V. Parâmetros de superfície para caracterização quantitativa da topografia das superfícies de implantes (adaptado de [17])

Geralmente, existe uma correlação positiva entre valores elevados de Ra ou Sa e uma integração óssea mais forte, pelo menos até determinado nível de rugosidade. [20]

A rugosidade de superfície é um factor determinante na capacidade de osteointegração dos implantes. A rugosidade de superfície pode ser mínima (0,5 a 1 μ m), moderada (1 a 2 μ m) ou elevada (2 a 3 μ m).

As vantagens do aumento da rugosidade de superfície descritas na literatura são:

1. O aumento da área de superfície de implante adjacente ao osso;
2. O aumento da adesão celular ao osso;
3. O aumento do osso presente na interface osso-implante;
4. O aumento da interação biomecânica entre o implante e o osso;[18]

Com base na textura obtida, as superfícies de implantes podem dividir-se em côncavas (resultado de tratamentos aditivos de superfície) ou em convexas (resultado de tratamentos subtrativos). De acordo com a orientação das irregularidades da superfície podemos classificar as superfícies em isotrópicas, possuem a mesma topografia independentemente da direção de medição; e anisotrópicas, apresentam rugosidades diferentes consoante a direção da medição.[18]

Tratamentos para modificação da topografia de superfície

Vários processos são descritos na literatura, como formas de aumentar a rugosidade da superfície: *blasting*, *chemical etching*, *porous surfaces*, *plasma-sprayed surfaces*, *ion-sputtering coating*, *anodized surface* e *HA coating*.

Blasting

O processo de *Blasting*, é um dos métodos mais utilizados e consiste no jactamento da superfície com partículas de diferentes dimensões. As partículas mais utilizadas são as de Al_2O_3 e TiO_2 . As dimensões das partículas variam de tamanho e possuem entre 150 e 350 μm de diâmetro. A rugosidade resultante depende diretamente da dimensão das partículas utilizadas, do tempo de jactamento, da pressão e da distância da superfície do implante à fonte partículas.[18]

As vantagens descritas para este tipo de tratamento de superfície são permitir a adesão, proliferação e diferenciação de osteoblastos. Por outro lado, parece dificultar a adesão de fibroblastos, podendo desta forma inibir a proliferação de tecido conjuntivo e favorecer a formação óssea. [18]

As desvantagens associadas devem-se à permanência das partículas na superfície do implante. Alguns estudos demonstraram haver competição entre os iões de alumínio e os iões de cálcio podendo desta forma condicionar a formação óssea.[18]

Chemical etching

No *Chemical etching* os implantes são submersos numa solução ácida (HCl e H_2SO_4) aquecida que provoca a erosão da superfície, criando microcavidades de formas e diâmetros (0,5 a 2 μm) específicos. A concentração da solução ácida, o tempo e a temperatura são factores determinantes no resultado do ataque químico e da microestrutura da superfície.

Algumas alterações desta técnica foram propostas como a técnica de *Dual acid-etched* e a técnica *Sandblasted* e *acid-etched* (SLA).[18]

Dual acid-etched

A técnica Dual acid-etched aumenta a osteocondutividade favorecendo a adesão de fibrina e células osteogénicas, resultando na formação direta de osso na superfície do implante. A maior adesão e expressão de plaquetas e genes extracelulares favorecem a colonização por osteoblastos promovendo a osteointegração.[18]

Sandblasted e acid-etched (SLA)

A técnica Sandblasted e acid-etched (SLA) consiste no jactamento da superfície com partículas de 250 a 500µm seguido de um tratamento químico com soluções ácidas. Destes tratamento resulta uma superfície que parece melhorar a integração óssea.[18]

Porous surfaces

As *Porous surfaces*, resultam do tratamento da superfície metálica do implante com partículas esféricas metálicas/cerâmicas. O tamanho das partículas, a temperatura e a pressão determinam o tamanho, a forma, o volume e a profundidade das porosidades criadas na superfície do implante. As vantagens desta técnica são permitir uma remodelação da crista óssea mínima e previsível; reduzir o tempo de cicatrização e fornecer espaço e volume para a migração e adesão de células, favorecendo a osteogénese.[18]

Plasma-sprayed surfaces

Nas *Plasma-sprayed surfaces*, a hidroxiapatite (HA) é aquecida numa chama de plasma e aplicada à superfície do implante, num ambiente inerte até atingir uma espessura de 50 a 100µm. Permite aumentar a área de superfície e a força de tensão na interface osso-implante; favorece a estabilidade primária.[18]

Ion-sputtering coating

O *Ion-sputtering coating* é o processo pelo qual o substrato de um implante é revestido por uma fina camada de hidroxiapatite.[18]

Anodized surfaces

O processo de oxidação pode ser utilizado para alterar as características da camada oxidada e torná-la mais biocompatível. Este tratamento consiste na aplicação de uma tensão eléctrica ao implante submerso em electrólitos, levando à formação de microporos de diversos diâmetros originando as chamadas *Anodized surfaces*. Esta técnica tem como vantagens a ausência de citotoxicidade e o aumento da adesão e proliferação celular.[18]

Hidroxiapatite coating

Por ultimo as superfícies com *Hidroxiapatite (HA) coating*, consiste no revestimento de toda a superfície implantar como uma camada de HA. Têm uma menor taxa de corrosão. A HA é osteocondutora por natureza, logo favorece a deposição óssea. Contudo, os implantes com este tipo de superfície apresentaram maiores taxas de insucesso por dissolução ou fractura do revestimento do implante. Além disso HA favorece a retenção de placa bacteriana.[18]

Topografia de superfície dos principais sistemas de implantes

De acordo com o sistema de implantes, as características de superfície diferem entre si. A **tabela VI** resume as características topográficas, dos quatro sistemas de implantes mais utilizados mundialmente.

Topografia de superfície das 4 principais marcas comerciais de implantes		
	Sa (µm)	Sdr (%)
Biomet 3i®	Osseotite	0.68
	Nanotite	0.5
	Prevail Ti-6Al-4V	0.3
AstraTech®	TiOblast	1.1
	OsseoSpeed	1.4
Nobel®	TiUnite	1.1
Strauman®	SLA old batch	1.5
	SLA new batch	1.78
	SLActive	1.75

Tabela VI. Topografia de superfície das quatro principais marcas comerciais de implantes. (Adaptado de [20])

No que respeita ao tipo de tratamento de cada marca comercialmente disponível, o implante Osseotite da Biomet 3i® possui uma superfície *acid-etched* na porção de ancoragem ($Sa=0,68\mu m$ e $Sdr=27\%$) e o colo do implante maquinado ($Sa=0,40\mu m$ e $Sdr=17\%$). O implante Ti-6Al-4V Prevail® possui um Sa de $0,3\mu m$ e um Sdr de 24% , apresentando assim uma superfície menos rugosa do que a dos Osseotite®.

A superfície dos implantes da AstraTech® é do tipo *blasted*, sendo modificada com partículas de dióxido de titânio. Os implantes TiOblast® têm um $Sa= 1,1$ e um $Sdr= 31\%$ e foram os primeiros implantes moderadamente rugosos a serem introduzidos no mercado. A outra superfície associada a esta marca comercial é a Osseospeed® cuja superfície é tratada com iões de flúor; possui um $Sa=1,4\mu m$ e $Sdr= 37\%$.

A superfície TiUnite da Nobel® é do tipo *anodized* e possui valores de Sa e Sdr de $1,1\mu m$ e 37% respectivamente.[20] Na zona mais cervical é pouco rugosa ($0,5-1\mu m$) sendo que em apical possui uma rugosidade superior a $2\mu m$. Foi clinicamente introduzida em 2001.

Os implantes Straumann® possuem um superfície denominada SLA (S-sandblasted, L-large grit e A- acid-etched) inicialmente com $Sa=1,78\mu m$ e $Sdr=97\%$ e propriedades hidrofóbicas. Mais

tarde a marca desenvolveu a superfície SLAactive com propriedades hidrofílicas, $Sa=1,75\text{ }\mu\text{m}$ e $Sdr=143\%$; em estudos animais esta superfície apresentou uma resposta óssea mais favorável comparativamente à SLA.[20]

Os primeiros implantes introduzidos por Brånemark, eram constituídos por titânio puro e apresentavam uma superfície maquinada. Os valores de Sa e Sdr eram de $0,9\mu\text{m}$ e 34% respectivamente.[20]

Estudos comparativos dos diferentes tipos de superfície de implantes

Num estudo comparativo entre implantes de superfície maquinada e implantes de superfície do tipo SLA realizado em cães, foi avaliada a formação óssea precoce, 2h após a colocação dos implantes e 12 semanas depois. Os resultados deste estudo, demonstraram que a osteointegração é um processo dinâmico. Em ambos os tipos de superfície as características dos eventos de reabsorção e aposição óssea foram semelhantes; contudo, a velocidade e a taxa de osteointegração foi superior nos implantes com superfície SLA.[21]

Em 2006, Sul *et al* [22] desenvolveu um estudo comparativo de três tipos distintos de superfícies de implantes e o seu efeito na resposta óssea. Os tipos de superfícies estudados foram um implante experimental oxidado com magnésio(Mg), a superfície TiUnite[®] (superfície oxidada) e a superfície do tipo Osseotite[®] (superfície *dual acid-etched*). Foram avaliadas a composição química de cada superfície, espessura da camada oxidada, morfologia e rugosidade das superfícies. Um total de 60 implantes (20 de cada tipo) foram colocados em tíbias de coelho e analisados ao fim de 3 e de 6 semanas. Os valores de torque necessários para remoção dos implantes foi registado e analisado. Este autor constatou que os implantes com superfícies oxidadas com magnésio apresentaram maiores valores de torque de desinserção e maior neoformação óssea do que a superfície do tipo Osseotite[®] ao fim de 3 e 6 semanas respectivamente.[22] Este tipo de superfície ainda apresentou maiores valores de torque de desinserção ao fim de 3 semanas e maior osso formado ao fim de 6 semanas comparativamente com a superfície TiUnite[®] apesar de nenhuma das diferenças ser estatisticamente significativa. Comparando as superfícies TiUnite[®] e Osseotite[®] a primeira demonstrou valores estatisticamente significativos de torque de desinserção à 6ª semana. A taxa de osteointegração foi superior para as superfícies oxidada com magnésio e TiUnite[®]. O autor concluiu que a

composição química da superfície dos implantes parece favorecer uma rápida e eficaz osteointegração.[22]

O mesmo autor em 2008 desenvolveu um outro estudo muito similar avaliando a força e taxa de osteointegração de implantes com diferentes superfícies. Os resultados foram de encontro com os do estudo anterior.[23]

Bornstein *et al* [24] comparou a aposição óssea nas superfícies do tipo SLA e SLAactive. Os implantes foram colocados em mandíbulas caninas. Foi feita a análise histológica ao fim de 2 semanas e de 4 semanas após a colocação dos implantes. Os padrões microscópicos de regeneração ao fim de 2 e 4 semanas para os dois tipos de superfície foram muito similares. Ao fim de 2 semanas de cicatrização já existia contacto direto entre o osso e o implante. Houve uma diferença estatisticamente significativa, havendo maior quantidade de osso neoformado na superfície do tipo SLAactive. Esta diferença já não se verificava ao fim de 4 semanas. O autor concluiu que ao fim de 2 semanas a aposição óssea era superior na superfície SLAactive e este facto poderia reduzir o tempo de cicatrização óssea após colocação de implantes.[24]

Berglundh *et al* demonstrou em modelos animais que a superfície do tipo Osseospeed® promoveria a osteointegração nas fases primárias da regeneração óssea comparativamente com a superfície Tioblast®.[25]

Numa revisão sistemática realizada por Wennerberg A. e Albrektsson T. sobre a influência da topografia das superfícies de implantes na integração óssea, verificou-se que vários estudos comprovavam que a reposta óssea era influenciada pela topografia da superfície do implante. Superfícies lisas ($Sa < 0,5\mu m$) ou pouco rugosas ($Sa 0,5$ a $1\mu m$) apresentam uma menor resposta óssea comparativamente com superfícies rugosas. Por outro lado, as superfícies moderadamente rugosas ($Sa > 1-2\mu m$) apresentaram uma reposta óssea mais favorável que as superfícies rugosas ($Sa > 2\mu m$) em alguns estudos. A maior limitação desta revisão sistemática deve-se à falta de uniformidade nas avaliações e denominações das superfícies nos diferentes estudos publicados. Os autores concluem que a topografia influencia a deposição óssea ao nível do micrómetro e eventualmente do nanómetro, ainda que não esteja completamente esclarecido. A maioria dos estudos apresentam uma caracterização incompleta das superfícies e as medidas e técnicas de avaliação da topografia de superfície deveriam ser estandardizadas. Na caracterização das superfícies além dos parâmetros descritivos de peso, dever-se-ia utilizar também parâmetros híbridos e espaciais.[26]

Vários estudos demonstraram que a rugosidade de superfície de um implante desencadeia uma resposta positiva implante-osso. Contudo, é ainda pouco claro em que medida se deve à rugosidade de *per se* ou às modificações consequentes na composição da superfície. Sabe-se contudo, que os processos aplicados para aumentar a rugosidade de superfície causam modificações na estrutura química da superfície.[27]

Uma revisão sistemática [27] sobre a influência do revestimento e composição das superfícies na resposta óssea demonstrou que as superfícies revestidas por uma fina camada de fosfato de cálcio (CaP) favorecem a integração óssea comparativamente com os implantes não revestidos, contudo existe um déficit de estudos em humanos que comprove uma taxa de sucesso superior neste tipo de implantes. Esta revisão sistemática conclui que os métodos de modificação de superfície existentes possuem potencial para controlar a atividade biológica das superfícies de implantes, ainda que mais estudos sejam necessários.[27]

Abrahamsson *et al* [28] procurou estudar a partir da literatura publicada, se o nível marginal ósseo era ou não influenciado pelo tipo de superfície do implante. Dos estudos publicados, nenhum sistema de implantes foi superior no que respeita à preservação do osso marginal.[28]

Em conclusão, a qualidade da superfície dos implantes depende das suas propriedades químicas, físicas, mecânicas e topográficas. As várias propriedades interagem entre si, influenciando a atividade celular adjacente ao implante.[15]

De todos os estudos desenvolvidos sobre as características das superfícies de implantes, é evidente que a osteointegração não é de *per se*, dependente de uma característica específica da superfície do implante, uma vez que distintas superfícies de implantes osteointegram.

CARGA IMEDIATA

Conceitos de carga imediata, precoce, convencional e tardia

Na literatura publicada, são várias as classificações quanto aos limites temporais da carga imediata versus carga precoce. [29]

De acordo com as diretrizes publicadas em 2003 no ITI *Consensus* [29] a carga imediata corresponde à colocação de um implante em função até 48h após sua colocação. Por sua vez, a carga precoce, corresponde aos implantes colocados sob carga 48h até 3 meses após a sua inserção. Em ambos os casos, é fundamental que exista estabilidade primária dos implantes. A carga convencional ocorre quando os implantes são deixados submucosos livres de carga durante 3 a 6 meses até se completar o processo de osteointegração. Por último, carga tardia significa a carga dos implantes após os 6 meses da sua colocação e está indicada nos casos em que não existe estabilidade primária, em osso de muito baixa densidade, alvéolos pós-extracionais com fraco contacto osso-implante ou em locais de regeneração óssea.[30]

Estabilidade primária

A estabilidade primária é definida como a força e a rigidez da interface osso-implante antes da osteointegração. Na interface osso-implante não é a magnitude das forças aplicadas durante a função mas antes a deformação que essas forças produzem, que determinam a remodelação e cicatrização óssea após um trauma cirúrgico. Assim sendo, a ferulização dos implantes por um conector rígido, associada a uma oclusão balanceada e estável previsivelmente minimiza os micromovimentos e maximiza a estabilidade dos implantes em todas as direções.[31, 32]

Protocolos de carga:

Estudos comparativos de carga imediata vs carga convencional

Quando Brånemark introduziu o conceito de osteointegração e de reabilitação total dos maxilares com recurso a implantes dentários, o protocolo cirúrgico era dividido em duas fases cirúrgicas: numa primeira fase, os implantes eram colocados e deixados submucosos, livres de carga, durante um período de cicatrização de 3 a 6 meses; na segunda fase cirúrgica, pilares transmucosos eram fixados aos implantes e uma prótese total era inserida.[1]

Com o passar dos anos, a elevada previsibilidade deste tratamento levou a que novos protocolos fossem desenvolvidos na tentativa de simplificar a técnica e reduzir o tempo de cicatrização. Vários estudos foram desenvolvidos neste sentido, sendo Schnitman em 1986 o primeiro autor a publicar um trabalho sobre carga imediata. Neste estudo, 5 ou 6 implantes foram colocados entre mentoniano e outros dois colocados na zona posterior da mandíbula, distalmente ao mentoniano. Utilizando dois implantes distais e um anterior, uma prótese total previamente fabricada era aparafusada. Um total de 28 implantes foram colocados sob carga imediata. Os restantes implantes foram deixados sem carga durante o período de cicatrização normal sendo colocados em carga ao fim de 3 meses. As 10 próteses provisórias colocadas nas cargas imediatas estavam integras ao fim dos 3 meses de cicatrização. Os pacientes foram monitorizados durante 10 anos. Durante este período 4 dos 28 implantes colocados em carga imediata fracassaram representando uma taxa de sobrevivência de 84,7%; enquanto nenhum dos implantes livres carga imediata fracassou estando todos osteointegrados ao fim de 3 meses (taxa de sobrevivência=100%). A taxa de sobrevivência total dos implantes foi de 93,4%.

Schnitman, concluiu que ainda que os implantes possam ser colocados em função imediatamente após a sua colocação, a longo prazo, o prognóstico dos implantes colocados em carga imediata, distais à região incisiva, era reservado. [33-35]

Na sequência de vários estudos publicados e dos resultados promissores obtidos, Brånemark *et al*[33], propôs em 1999 uma nova abordagem terapêutica, que denominou de *Brånemark Novum*[®]. O objectivo principal do estudo era desenvolver uma técnica que eliminasse o período de cicatrização ao mesmo tempo que era assegurado um resultado previsível permanente e de

sucesso. Os autores propuseram um protocolo de fase cirúrgica única, em que a prótese definitiva era colocada no dia da colocação dos implantes. Esta técnica envolvia a colocação de três implantes na região anterior da mandíbula, com recurso a várias guias cirúrgicas. Aos implantes era fixada uma barra pré-fabricada de titânio à qual era fixada uma segunda barra também de titânio. Sobre esta barra era feito o registo da dimensão vertical de oclusão a partir da qual era construída a prótese definitiva. A prótese definitiva era aparafusada à barra de titânio no próprio dia da colocação dos implantes.[33]

Dos 150 implantes colocados em 50 pacientes apenas 6 implantes foram perdidos, traduzindo-se numa taxa de sucesso de 98%. O tempo médio entre a colocação dos implantes e a inserção da prótese foi de 7 horas. Como vantagens os autores citaram a eliminação do período de cicatrização sem cargas oclusais; a conexão rígida dos implantes durante a intervenção cirúrgica e a utilização de componentes cirúrgicos e protéticos pré-fabricados que permitiram providenciar ao paciente uma reabilitação permanente no dia da colocação dos implantes.[33]

Em 2003, Engstrand *et al* [36] publicou um estudo prospectivo com 95 pacientes, reabilitados utilizando o protocolo de *Brånemark Novum*[®]. Obtiveram taxas de sobrevivência de 95% ao fim de 1 ano, e de 93,3% ao fim de 3 e 5 anos.[36]

Em 2001, Chiapasco *et al* desenhou um estudo onde também comparou os resultados de implantes em carga imediata e implantes de carga tardia; 20 pacientes foram reabilitados com 4 implantes, todos colocados na região entre mentonianos. Os implantes de fase cirúrgica única (n=40) foram colocados em função imediata, ferulizados com uma barra em U e reabilitados com uma sobredentadura. O grupo de carga tardia (n=40), foi submetido a uma tempo de espera de 3 a 8 meses estando os implantes submucosos. Uma segunda fase cirúrgica foi realizada para exposição dos implantes. Após o período de cicatrização foram realizados os mesmos passos protéticos do grupo I. Todos os implantes foram controlados ao fim de 6, 12 e 24 meses após colocados em carga. A taxa cumulativa de sucesso foi de 97,5% em ambos os grupos. O autor conclui que a ferulização rígida de implantes colocados em carga imediata não parece afectar a capacidade de osteointegração dos mesmos, encurtando favoravelmente o tempo de duração do tratamento.[32]

Chow *et al* [31] introduziu um protocolo denominado de *Hong Kong Bridge Protocol*, que na semelhança do *Brånemark Novum*[®], consistia na colocação dos implantes em função imediata, mas neste caso com recurso a uma prótese provisória previamente fabricada e acrilizada diretamente em boca aos pilares aparafusados aos implantes. A prótese definitiva era colocada

cerca de 8 semanas após a cirurgia de implantes. Este estudo apresentou uma taxa de sobrevivência dos implantes de 98,3%. De encontro com outros estudos semelhantes, este autor concluiu que colocar implantes em função imediata era um tratamento com resultados previsíveis.[31]

Cooper *et al* também publicou resultados positivos no tratamento de 10 pacientes com 54 implantes imediatos pós-extracionais mandibulares. Ao fim de 6 e 18 meses todos os implantes se encontravam em função, representando uma taxa de sucesso de 100%.[30]

Um estudo randomizado avaliou a segurança e possibilidade de reabilitação da maxila com implantes colocados em função imediata. No grupo teste os implantes foram colocados em carga imediata 9 a 18 dias após a sua colocação enquanto no grupo controle a carga foi feita apenas 2,5 a 5,1 meses depois. Ao fim de um ano a taxa de sucesso de ambos os grupos foi de 100%. Estes autores concluíram que ainda que o tamanho da amostra fosse reduzido e o tempo de controle fosse apenas de 1 ano, os resultados indicavam que a reabilitação de casos selecionados com implantes imediatos na maxila era um tratamento seguro e previsível.[37]

Um outro estudo sobre carga imediata maxilar e mandibular relatou taxas de sucesso de 97,2% para os implantes colocados em função imediata, demonstrando que a reabilitação de pacientes edêntulos com próteses implanto-suportadas imediatas, quer na maxila, quer na mandíbula é um tratamento tão previsível quanto o protocolo de carga tradicional.[38]

Em conclusão, muitos são os estudos publicados na literatura sobre a utilização de implantes imediatos na maxila e mandíbula em reabilitações totais. O protocolo de carga imediata permite ao paciente melhor e maior conforto na mastigação durante o período de osteointegração reduzindo o número de visitas ao consultório médico-dentário. Por outro lado, os períodos de *follow-up* na grande maioria dos estudos e o tamanho das amostras são reduzidos. São necessários por isso, mais estudos de elevado nível de evidência científica para determinar as taxas de sucesso a longo prazo de reabilitações com carga imediata.

IMPLANTES ANGULADOS

Nas ultimas décadas tem sido proposta a utilização de implantes angulados para a reabilitação de maxilares atróficos por forma a contornar a falta de disponibilidade óssea nas regiões posteriores dos maxilares. A ideia base desta técnica seria a ancoragem dos implantes em estruturas de maior densidade óssea como a parede anterior do seio maxilar e a parede mesial do *looping* do buraco mentoniano por forma a aumentar a estabilidade primária dos implantes.[39]

Estão descritas algumas vantagens biológicas e mecânicas para a utilização de implantes angulados:

1. Permite a colocação de implantes de maior comprimento;
2. Melhora a estabilidade primária;
3. Evita procedimentos de enxertos ósseos e elevações de seio maxilar;
4. Melhora distribuição antero-posterior dos implantes
5. Reduz o comprimento dos *cantilevers* distais;
6. Favorecer a distribuição das cargas funcionais;
7. Reduz o custo e a morbilidade do tratamento; [39-45]

As desvantagens descritas são a necessidade de elevada destreza cirúrgica, o risco de perfuração do seio maxilar e de lesão do nervo mentoniano.

All-on-four

Com a crescente utilização de implantes para a reabilitação de desdentados totais, foi sendo reduzido o número mínimo de implantes necessários para a reabilitação de uma arcada total. Em 1983, Brånemark afirmou que a colocação de implantes, se poderia limitar à região interforamina na mandíbula e entre seios maxilares na maxila, sendo que quatro implantes seria o número mínimo adequado para reabilitação de um maxilar edêntulo. Contudo, defendia que sempre que possível, dever-se-ia colocar seis implantes como prevenção caso algum implante não osteointegrasse. [1] Em 1995, o mesmo autor publicou um estudo comparativo das taxas de sobrevivência das próteses fixas sobre 4 e 6 implantes. O autor concluiu que após 10 anos não existiam diferenças estatisticamente significativas nas taxas de sobrevivência em próteses colocadas sobre 4 e 6 implantes.[46]

O procedimento convencional de colocação de implantes, dita que os implantes devem ser colocados numa posição vertical totalmente rodeados por osso. Desta forma o volume ósseo da crista alveolar deverá ter pelo menos 10mm de altura e 4mm de largura. A utilização de implantes axiais em casos clínicos de extrema reabsorção óssea, resulta na utilização de *cantilevers* bilaterais extensos que podem atingir os 20mm, por forma a garantir a capacidade mastigatória na região molar.[47]

Nos pacientes com grandes reabsorções ósseas o recurso a enxertos ósseos autólogos é uma solução viável por forma a obter um volume ósseo apropriado à reabilitação com implantes. Os estudos apresentam taxas de sucesso que variam entre os 70% e os 95% para esta técnica. Contudo, requer em muitos casos a utilização de anestesia geral e a hospitalização do paciente para obtenção do enxerto autólogo.[48] Os implantes zigomáticos foram indicados para casos de maxilas extremamente atróficas e são um procedimento com taxas de sucesso que rondam os 97%. Estão descritas complicações como problemas sinusais, dificuldade de higienização e consequente gengivite.[48, 49]

A reabilitação de pacientes edêntulos é assim muitas vezes limitada pela baixa qualidade óssea, sobretudo na região posterior, e pelo baixo volume ósseo consequente da ausência prolongada de dentes. [50]

Da análise das cargas funcionais, demonstrou-se que quatro implantes, dois anteriores e dois posteriores corretamente distribuídos, seria um número ótimo para sustentar uma prótese total com elevadas probabilidade de sucesso.[51, 52]

Krekmanov *et al* [47] demonstrou que seria vantajoso angular os implantes, permitindo a colocação de implantes com maior comprimento, uma boa ancoragem cortical e ótima posição para suporte protético.[47, 53]

Maló *et al*, em 2003, introduziu o conceito *All-on-four* com um estudo clínico retrospectivo aplicado a mandíbulas edêntulas: 176 implantes colocados em 44 pacientes, distribuídos entre a buracos mentonianos. Nos primeiros 24 pacientes foram colocados implantes extra, caso algum dos 4 implantes falhasse. Contudo, tendo em conta os resultados dos primeiros 30 pacientes, apenas 4 implantes foram colocados nos restantes 14 pacientes. Os quatro implantes eram distribuídos entre menotonianos: dois implantes anteriores colocados de acordo com a inclinação anatômica da região mentoniana; os dois implantes posteriores eram colocados imediatamente anteriores ao buraco mentoniano, com uma angulação distal de 30° relativamente ao plano oclusal, emergindo na posição do segundo pré-molar.

Toda a cirurgia era realizada com uma guia cirúrgica de titânio desenvolvida pelos autores, por forma a orientar a posição e angulação dos implantes para uma melhor ancoragem e suporte protético. Aos implantes eram parafusados pilares angulados de 30° e 17°, selecionados de forma a que o acesso ao implante na prótese se localizasse em oclusal ou lingual. Os pacientes eram reabilitados após 2h da intervenção cirúrgica, com uma prótese acrílica provisória de 10 dentes. A taxa cumulativa de sobrevivência dos implantes foi de 96,7% e a taxa de sobrevivência das próteses de 100%. Dos quatro implantes que falharam, todas as próteses permaneceram em função apoiadas nos 3 restantes implantes. Estes autores concluíram que o conceito *All-on-four* seria uma solução eficaz e que a angulação distal dos implantes posteriores permitia uma reabilitação final de 12 dentes com apenas um molar em *cantilever*. [51]

Em 2005 os mesmos autores publicaram um estudo retrospectivo de 1 ano, desta vez em maxilares desdentados. A taxa cumulativa de sucesso ao fim de 1 ano foi de 97,6%, com uma perda óssea marginal média de 0,9mm. Desta forma, estes autores demonstraram que a mesma técnica poderia ser utilizada no maxilar superior com elevadas taxas de sucesso.[54]

Recentemente Maló *et al* [55] apresentou um estudo longitudinal a 10 anos da taxa de sobrevivência de 980 implantes *All-on-four* mandibulares colocados em carga imediata no dia da cirurgia. A taxa cumulativa de sucesso dos implantes foi de 98,1% ao fim de 5 anos e de 94,8% após 10 anos de função. A taxa de sobrevivência da prótese foi de 99,2% aos 10 anos. Os resultados obtidos pelos autores, permitiram-lhes concluir que a reabilitação segundo o

conceito *All-on-four* é um tratamento com elevada previsibilidade e elevadas taxas de sucesso a longo prazo.[55, 56]

Vários estudos têm sido publicados, sendo atribuídas a esta técnica algumas vantagens cirúrgicas e protéticas, nomeadamente a possibilidade de utilização de implantes mais longos, promovendo uma maior ancoragem óssea e a possibilidade de um maior distanciamento dos implantes, permitindo uma melhor distribuição de cargas e a redução do comprimento dos *cantilevers*. [40, 42, 50, 53, 57, 58]

A **Tabela VII**, resume os estudos publicados sobre o conceito *All-on-four* e os respectivos resultados obtidos nos períodos de *follow-up* em questão.

Autor	Nº total de implantes	Carga imediata	Follow-up	Taxa de sobrevivência dos implantes	Taxa de sobrevivência da prótese	Perda óssea marginal		
						Média	Implantes axiais	Implantes angulados
Agliardi et al [40]	120	4h após	27,2 meses	100%	100%	-	$0,8 \pm 0,4\text{mm}$	$0,9 \pm 0,5\text{mm}$
Francetti et al [42]	248	48h após	22,4 meses	100%	100%	-	$0,7 \pm 0,4\text{mm}$	$0,7 \pm 0,5\text{mm}$
Agliardi et al [59]	96	48h	32,69 meses	100%	100%		$0,9 \pm 0,4\text{mm}$	$0,8 \pm 0,5\text{mm}$
Babbush et al [53]	708	3-4h após	24 meses	99,6%	100%			
Pomares et al [58]	195	1-2h após	12 meses	98%	-	-	-	-
Hinze et al [60]	148	-	12 meses	96,6% max. 98,7% mand.	100%		$0,82 \pm 0,49\text{mm}$	$0,82 \pm 0,31\text{mm}$
Maló et al [55]	980	2-3h após	5 anos 10 anos	98,1% 94,8%	99,2%	-	-	-
Maló et al [51]	176	2h após	24 meses	96,7% 98,2%	100%	1,2mm 0,6mm	-	-
Maló et al [54]	128	3h após	12 meses	97,6%	-	0,9mm	-	-
Maló et al [56]	995	2-3h após	5 anos	95,8%	-	-	-	-
Degidi et al [61]	210	-	36 meses	97,8% Impl. axiais 99,2% Impl.angulados	100%	-	0,92mm	1,03mm
Agliardi et al [50]	692	-	24 meses	99,19%	-	$0,9 \pm 0,7\text{mm}$ max. $1,2 \pm 0,9\text{mm}$ mand.	-	-

Tabela VII. Estudos publicados e respectivos resultados sobre o conceito *All-on-four*.

BIOMECÂNICA DA MASTIGAÇÃO

Forças da mastigação em implantes

Durante o processo de mastigação a força de mastigação é regulada por mecanismos de controlo centrais e de *feedback* sensoriais fornecidos por mecanorreceptores periféricos tendo em conta o tamanho e a dureza do alimento em boca por forma a assegurar uma correta mastigação e formação do bolo alimentar. A mastigação envolve um processo dinâmico entre os maxilares e os músculos da mastigação.[62]

No dentes naturais, a presença do ligamento periodontal e das diversas fibras que fazem parte da sua constituição permite que as forças, produzidas durante a mastigação, sejam distribuídas e absorvidas pelo processo alveolar através do osso alveolar propriamente dito. O ligamento periodontal é também essencial para a mobilidade do dente. No caso dos implantes, a ausência de ligamento periodontal, resultante da anquilose funcional do implante ao osso alveolar, faz com que toda e qualquer força aplicada sobre o implante seja transmitida diretamente ao osso e, por outro lado, não exista qualquer tipo de mobilidade do implante.

Durante a mastigação diferentes tipos de forças são transmitidas aos dentes. Grande parte das forças são verticais contudo, forças transversais também ocorrem como resultado do movimento lateral da mandíbula e da inclinação anatômica das cúspides dos dentes. Em pacientes com implantes, estas forças são transferidas à prótese e de seguida aos implantes que, por sua vez as transmitem ao osso. Durante o ciclo de mastigação uma dada força oclusal gera diferentes tensões e deformações dependendo da geometria da prótese em questão.

Numa reabilitação é essencial ter em conta, além dos aspectos biológicos da situação clínica em questão, os aspectos mecânicos da prótese dentária, por forma a minimizar os insucessos causados por sobrecarga oclusal. A prótese sobre implante juntamente com o implante formam uma unidade através da qual as forças mastigatórias são transmitidas ao osso alveolar. O desenho

da prótese e a posição do implante são determinantes na forma como as forças se manifestam no osso alveolar, bem como em todos os componentes protéticos.

Os dois tipos de carga mais importantes a considerar nas reabilitações com implantes são as forças axiais e os momentos de flexão. Estes dois tipos de forças possuem naturezas distintas. As forças axiais são mais favoráveis na medida em que proporcionam uma melhor distribuição ao longo do implante; enquanto os momentos de flexão geram tensões, quer ao nível do implante, quer no osso alveolar circundante. [63]

Uma vez que a carga é considerada um factor determinante no sucesso do tratamento com implantes é importante aprofundar o conhecimento no que respeita à biomecânica dos implantes na cavidade oral.

Quando uma força é aplicada num determinado ponto de uma prótese implanto-suportada é transmitida aos implantes adjacentes. A distribuição das forças na prótese implanto-suportada parece ser influenciada por vários factores nomeadamente, pelo número de implantes, distribuição dos implantes pela arcada dentária, angulação dos implantes, comprimento do *cantilever*, desenho e rigidez da prótese, qualidade óssea e pela deformação funcional dos maxilares.[52]

Efeito biológico da localização e magnitude das forças aplicadas

Existe consenso que a localização e a magnitude das forças oclusais influenciam a qualidade e quantidade de tensões e deformações transmitidas a todos os componentes do complexo osso-implante-prótese. Uma prótese implanto-suportada está sujeita à influência de forças externas (forças funcionais ou parafuncionais) e/ou internas (pré-carga interna/externa). A qualificação e quantificação destas forças nos implantes e osso alveolar, é essencial à compreensão do comportamento *in vivo* destes dispositivos.[64]

São vários os factores que determinam a magnitude das forças no osso periimplantar (**Tabela VIII**). A aplicação de cargas funcionais induz tensões e deformações no complexo implante-prótese e afecta o processo de remodelação óssea em torno do implante. A aplicação de uma

força externa a uma prótese implanto-suportada gera tensões em todo o complexo implante-prótese e gera uma resposta por parte do osso alveolar que teoricamente teria a mesma magnitude, mas direção oposta. Raramente a direção das forças coincide com o eixo longitudinal do implante; a força oclusal é aplicada em diferentes localizações e frequentemente numa direção que cria uma força de alavanca que origina forças de reação e momentos de flexão no osso alveolar.

Factores que influenciam a distribuição de cargas nos implantes
<p>Geometria, número, comprimento, diâmetro e angulação dos implantes</p> <p>Localização dos implantes na arcada dentária</p> <p>Tipo e geometria da prótese implanto-suportada</p> <p>Material da prótese</p> <p>Adaptação passiva da infraestrutura</p> <p>Localização, direção e magnitude das forças oclusais aplicadas na prótese</p> <p>Condição da arcada oponente (prótese versus dentição natural)</p> <p>Quantidade e qualidade ósseas</p> <p>Idade e sexo do paciente</p> <p>Dureza dos alimentos</p>

Tabela VIII. Factores de influenciam a distribuição de cargas nos implantes. (Adaptado de [64])

As forças transmitidas ao implantes e as tensões produzidas dependem essencialmente do local da prótese em que a força é exercida.

Estudos sugerem que a sobrecarga de implantes pode desencadear a sua perda. Biologicamente a sobrecarga oclusal de uma implante resulta em deformações no osso alveolar circundante que, eventualmente, resultam em microfracturas da interface osso-implante. Enquanto a sobrecarga pode manifestar-se pela aplicação repetida de cargas elevadas descontínuas, superiores ao limite suportado pelos materiais e tecidos (falência por sobrecarga); as cargas contínuas de baixa intensidade também podem levar ao fracasso implantar, designando-se de falência por fadiga. É evidente que a magnitude das forças em torno do implante influenciam as reações ósseas.

Berglundh *et al*, em 2005, num estudo realizado em cães avaliou a reação do tecido ósseo periimplantar em implantes colocados em carga funcional comparando com grupo controle não colocado em carga. Após análise histológica verificou-se que os implantes submetidos aos 10 meses em carga funcional apresentavam maior contacto direto osso-implante, que os implantes

não submetidos a carga. Os autores concluíram que a carga funcional dos implantes pode aumentar a osteointegração em vez de induzir a perda óssea marginal.

Lindhe afirma que sempre que se verifica perda óssea marginal em torno de implantes em função o factor etiológico mais provável é de natureza bacteriana.[2]

Heitz-Mayfield *et al* (2004) estudou a influência da carga excessiva de implantes rodeados por tecidos mucosos sãos na osteointegração. Da análise dos parâmetros clínicos, radiográficos e histológicos, não resultou nenhuma diferença estatisticamente significativa entre o grupo experimental colocado em carga oclusal excessiva e o grupo de controle não colocado em carga. O estudo demonstrou que na presença de uma mucosa periimplantar saudável, um período de 8 meses de carga oclusal excessiva sobre implantes não resultou na perda de osteointegração nem em perda óssea marginal, quando comparado com implantes do grupo controle não submetidos a qualquer tipo de carga.[65]

Forças oclusais após a reabilitação com implantes

A força de mastigação máxima varia entre indivíduos e entre as diferentes regiões da arcada dentária. Este valor depende da capacidade dos tecidos adjacentes para tolerar a força. Até à data o valor máximo descrito foi de 443N. Os indivíduos dentados possuem 5 a 6 vezes maior força de mastigação comparativamente com desdentados totais.

Pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas apresentam um funcionamento muscular aproximado, dos indivíduos com dentição natural.

Efeito do tipo de prótese, material protético e suporte implantar

O tipo de prótese influencia o modo como o implante é sujeito à carga oclusal. Contudo, a forma como o faz, não é ainda consensual.

Quanto ao material protético, a resina acrílica foi largamente descrita como o material de eleição em próteses implanto-suportadas. A resiliência deste material foi sugerido como um factor favorável contra o efeito negativo de forças de impacto e das microfracturas na interface osso-implante. Contudo, a literatura é inconclusiva quanto à sua capacidade de absorção do choque. É consensual que o tipo de material da prótese não determina o sucesso dos implante. Quanto ao número, comprimento, diâmetro e posição dos implantes são factores determinantes na transmissão de forças aos implantes e na distribuição de tensões em torno dos mesmos.[64]

Num estudo *in vivo* publicado por Duyck *et al* [52] verificou-se que uma força aplicada a uma prótese implanto-suportada é preferencialmente transmitida aos implantes com melhor adaptação/ajuste com a prótese, e àqueles que estão integrados em osso de maior densidade. Este estudo constatou que a carga média por implante aumenta com a diminuição do número de implantes de suporte e que a magnitude dos momentos de flexão decrescem com o aumento da distância ao ponto em que a carga foi aplicada.[52]

Influência da qualidade óssea na interface osso-implante

Um dos factores determinantes no sucesso dos implantes é a qualidade óssea em torno dos mesmos. Um acréscimo da densidade do osso alveolar favorece as propriedades mecânicas da interface osso-implante. Os implantes demonstraram menores taxas de micromovimentos, maior estabilidade primária e menor concentração de tensões em locais ósseos de maior densidade. A qualidade óssea varia de acordo com a região do osso alveolar. Cabe ao Médico Dentista estudar e programar a localização dos implantes por forma garantir maiores taxas de sucesso do tratamento.[64]

BIOMECÂNICA APLICADA À IMPLANTOLOGIA

A ciência responsável por estudar a forma como materiais biológicos interagem e se deformam designa-se de Biomecânica. As propriedades mecânicas de um material definem como o material se comporta perante estímulos térmicos e mecânicos. As propriedades mecânicas têm que ser consideradas colectivamente, já que uma propriedade mecânica única não fornece uma medição verdadeira da qualidade ou comportamento do material. Desta forma, é fundamental compreender os princípios envolvidos numa variedade de propriedades mecânicas para optimizar o comportamento de um dado material. As propriedades mecânicas dos materiais dentários devem adequar-se às forças resultantes do processo de mastigação.

Seguidamente serão descritas algumas das propriedades mecânicas que determinam o comportamento de biomateriais na cavidade oral.

Grandezas mecânicas

Força

Uma força resulta da interação entre dois corpos. Uma força pode ser aplicada diretamente entre corpos ou à distância (ex. a força da gravidade). O resultado da aplicação de uma força num corpo resulta num movimento ou deformação.

Se um dado corpo for sujeito a uma determinada força estando em equilíbrio estático sofre uma deformação ou alteração da forma do corpo. Se por outro lado, não houver nenhum impedimento, a aplicação de uma força resulta num movimento.

Uma força é definida por três características: ponto de aplicação, magnitude e direção de aplicação. A unidade de Força é o Newton, N.[66]

Forças oclusais

Uma das mais importantes aplicações da biomecânica em Medicina Dentária é o estudo das forças aplicadas aos dentes e ao osso alveolar durante o processo de mastigação. Vários são os estudos publicados na literatura sobre as forças oclusais resultantes da mastigação. Os valores máximos de força descritos no processo de mastigação variam entre os 200 e os 350N.

As forças geradas num adulto durante a mastigação atingem valores máximos na região posterior, nos dentes molares. Os valores destas forças decrescem dos molares para os incisivos, onde se registam as menores intensidades de forças mastigatórias. As forças médias registadas na região molar, pré-molar e incisiva são 300, 200 e 150N respectivamente.

Igualmente importante é o estudo das forças e tensões em restaurações e reabilitações fixas ou removíveis, totais e ou parciais quando sujeitas às forças da mastigação.

Os estudos indicam que a força oclusal numa reabilitação fixa parcial do primeiro molar é 40% menor que a força gerada na dentição natural na mesma região. Verifica-se um decréscimo ainda mais acentuado em pacientes portadores de próteses totais ou parciais removíveis, cujos valores de força máxima registados na mastigação representam 15% da força de mastigação da dentição natural.

A força oclusal máxima e a resposta dos tecidos adjacentes varia de acordo com a localização anatómica, idade, biótipo facial, tipo de oclusão e tipo de reabilitação utilizada. As características da reabilitação e materiais utilizados devem sempre ser selecionados tendo em conta a localização, estado da dentição oponente e biótipo facial do paciente. Muitas vezes estes factores podem ser determinados a partir da análise do sucesso ou insucesso de reabilitações anteriores do próprio paciente. [66]

Tensões

Quando uma força é aplicada a um corpo fixo, gera-se internamente uma resistência à aplicação desta força externa. Esta reação interna é globalmente igual em intensidade e de direção oposta à força externa aplicada. Internamente a ação externa distribui-se ao longo do material por um efeito que se designa de tensão (S ou σ).

A tensão num objecto designa-se como uma força por unidade de área ou seja: $\text{tensão} = \text{força} / \text{área}$.

A Tensão é dada pela razão força por área e a unidade de Tensão é a unidade de força, N, dividida pela unidade de área, m^2 , designada por Pascal, Pa.

Em resumo:

$$1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2$$

Frequentemente os valores de tensão são apresentados em megaPascal, MPa sendo que $1\text{Mpa} = 10^6\text{Pa}$.

Uma vez que a tensão varia diretamente com a força e inversamente com a área, a área em que a força é aplicada é uma consideração importante. Este facto é especialmente importante nos materiais dentários, uma vez que as áreas em que são aplicadas as forças na cavidade oral, são muitas vezes extremamente reduzidas. Perante uma força constante, a tensão é inversamente proporcional à área de contacto, ou seja, as tensões podem ser reduzidas se aumentarmos a área na qual a força é aplicada.[66]

Tipos de tensões

Uma força pode ser dirigida a uma corpo em várias direções ou ângulos e frequentemente várias forças são combinadas para produzir tensões complexas numa dada estrutura. Em geral, os esforços individuais podem ser axiais (tração ou compressão), de corte, de flexão ou de torsão. Contudo, os esforços mais importantes podem existir sós ou combinadas em dois tipos: axiais e de flexão. Os diferentes tipos de esforços estão representadas abaixo na **Tabela IX**.

Esforço	Deformação	Esquema
Axial	Estiramento	
	Compressão	
Corte	Cisalhamento	
Momento de torção	Torção	
Momento de flexão	Flexão	

Tabela IX. Ilustração dos diferentes tipos de esforços e as deformações correspondentes. (adaptado de [66])

A tração resulta quando um corpo é submetido a duas forças de direções opostas em linha recta; a compressão por oposição, é quando as forças aplicadas possuem direções concordantes, em linha recta e convergem. Quando uma força de tração é exercida, as partículas constituintes de um determinado corpo tendem a separar-se. Quando a força é de compressão, as partículas tendem a aproximar-se.

Cada tipo de tensão produz uma deformação correspondente. A deformação resultante de uma força de tração é o estiramento do corpo ao longo do eixo axial da força aplicada ao contrário da força de compressão, que resulta no encurtamento ou compressão do corpo ao longo do eixo da força aplicada.[66]

A deformação, ϵ , é a razão do comprimento $(L-L_0)$ pelo comprimento inicial (L_0) de um corpo quando sujeito a uma carga. As unidade de comprimento anulam-se.

$$\text{Deformação}(\epsilon) = \Delta \text{ Comprimento} / \text{Comprimento inicial} = (L-L_0)/L_0 [66]$$

Módulo de elasticidade

O módulo de elasticidade ou módulo de *Young*, E , traduz a elasticidade de um determinado material. Este valor é dado pela seguinte equação:

$$\text{Módulo de elasticidade} = \text{tensão/deformação} \text{ ou } E = \sigma / \epsilon_{[66]}$$

Uma vez que a deformação não tem unidade, o módulo de *Young* assume as mesmas unidades que a Tensão, ou seja, MPa ou GPa (1GPa = 1000MPa).

As forças de interação entre os átomos e entre as moléculas de um corpo, determinam as propriedades elásticas de um material. Quanto mais fortes forem as forças entre as partículas, maiores são os valores do módulo de elasticidade e mais rígido é o material.

Em áreas com elevada tensão, materiais com elevados módulos de elasticidade devem ser utilizados, sempre que possível sob pena de se atingirem elevadas deformações.[66]

Coefficiente de *Poisson*

Durante as forças de tração e compressão ocorre simultaneamente uma deformação axial e lateral. Sob o efeito de uma tração, o material estira na direção da força e ocorre uma redução da secção. Sob uma compressão a secção aumenta. A razão entre a deformação axial e a deformação lateral designa-se por coeficiente de *Poisson* (ν).

Nas solicitações de tração o coeficiente de *Poisson*, indica que a redução da secção é proporcional ao estiramento durante a deformação elástica. A secção continua a diminuir até que o material fracture.

O coeficiente de *Poisson* não tem unidades porque é o quociente entre duas deformações.[66]

Métodos de Análise de tensões

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas reabilitações da cavidade oral têm que ser capazes de resistir às tensões produzidas pelas forças de mastigação.

Muitas são as técnicas descritas no que respeita às técnicas experimentais para análise das tensões em estruturas dentárias, como a holografia, fotoelasticidade, a análise de elementos finitos, entre outros métodos numéricos.

Método de análise de elementos finitos

A análise pelo método dos elementos finitos (MEF) surgiu nos anos 60 para resolução de problemas estruturais da indústria aeroespacial. Em 1979, Weinstein introduziu o MEF na resolução de problemas ao nível da implantologia. Desde aí, muitos foram os autores que se serviram deste método para estudo de implantes dentários e muitos estudos foram publicados.[67, 68]

O método de análise de elementos finitos é um método numérico que possibilita a análise de geometrias complexas, permitindo determinar as tensões e deformações através de um componente tridimensional.

Para a utilização do MEF é necessário criar um modelo numérico com a geometria, propriedades mecânicas, condições de fronteira e de carregamento semelhantes à do modelo real. Nesse modelo o corpo 3D é substituído por um conjunto de elementos finitos que em conjunto reproduzem o comportamento do corpo. Este conjunto de elementos é designado por malha; é a sua geometria, tipo de elementos e número que condicionará o rigor da aproximação ao problema.

Os elementos podem ser de vários tipos (tetraédricos, quadraédricos, etc.), de acordo com o problema em estudo e encontram-se unidos pelos nós. Os valores são calculados para os nós e depois interpolados para o interior dos elementos.

Partindo de um modelo, o software de MEF divide-o em mais partes pequenas que se designam de elementos (fig. 3) substituindo eficazmente um problema complexo por muitos problemas simples que são resolvidos simultaneamente. Os pontos comuns entre elementos, designam-se de nós (fig. 3) e o processo pelo qual um modelo é dividido em elementos é chamado de geração de malha de elementos finitos.

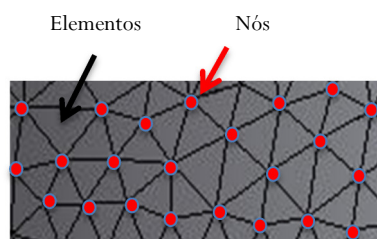


Figura 3. Malha de elementos tetraédricos. Os pontos vermelhos representam nós.

A informação necessária para calcular as tensões e deformações num modelo de elementos finitos é: (1) descrição do nó e do elemento finito, (2) descrição do Módulo de *Young* e Coeficiente de *Poisson* dos materiais associados a cada elemento, (3) condições de fronteira, (4) descrição das forças aplicadas aos nós externos e (5) descrição do comportamento mecânico do material, como, elasticidade linear, elasticidade não-linear, viscoelasticidade, isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos .[66]

Os factores biológicos que afectam os estudos com análise de elementos finitos são:

1. As propriedades do osso;
2. A resposta à força mecânica aplicada;
3. A distribuição de tensões após a transmissão da força;
4. A interação com o meio envolvente (ex. Músculos da mastigação);
5. A quantidade de contacto osso-implante;
6. O tipo de carga;
7. Os materiais dos implantes e da prótese;
8. O comprimento e diâmetro dos implantes;
9. A natureza da interface osso-implante;
10. A qualidade e quantidade do osso adjacente ao implante;[69]

Nas últimas duas décadas o MEF tem sido uma ferramenta muito útil no estudo da distribuição de tensões em implantes e no osso alveolar periimplantar. Forças oclusais e transversais resultantes da mastigação, induzem forças axiais e momentos de flexão nos implantes e osso

periimplantar. Um factor de sucesso ou insucesso na reabilitação com implantes é a forma como as cargas oclusais são transmitidas ao osso alveolar. A transmissão dos esforços dos implantes para o osso alveolar depende do tipo de carga, da interface osso-implante, do diâmetro e comprimento dos implantes, da forma e características da superfície do implante, do tipo de prótese e da quantidade e qualidade do osso circundante.[67]

A análise pelo MEF, permite ao investigador prever a distribuição de tensões na área de contacto do implante com o osso cortical e na área do ápex na zona de osso trabecular.[67]

Etapas do método de análise de Elementos Finitos

O primeiro passo do MEF é a representação numérica da geometria desejada. Atualmente, com as técnicas de imagem digital, nomeadamente de tomografias computadorizadas tridimensionais e ressonâncias magnéticas, é possível com o software adequado, transformar estas imagens em malhas de elementos finitos.[67]

De seguida são definidas as propriedades dos materiais em questão. As propriedades dos materiais influenciam diretamente a distribuição de deformações numa dada estrutura. Os materiais podem ser modelados como isotrópicos e anisotrópicos. Nos materiais isotrópicos as propriedades são iguais em todas as direções, só existindo duas constantes de material independentes, o módulo *Young* e o coeficiente de *Poisson*. Nos materiais anisotrópicos, as propriedades são diferentes consoante a direção de medição. Existem várias constantes de material dependendo do grau de anisotropia.

Uma vez definidas as propriedades de todos os materiais das estruturas do modelo é possível simular todo o tipo de forças e obter as tensões e deformações resultantes.

Limitações do método de análise de Elementos Finitos

A principal dificuldade na simulação do comportamento mecânico dos implantes dentários reside na modelação dos tecidos ósseos e da sua resposta às forças aplicadas; a complexidade da caracterização do osso alveolar e da sua interação com a superfície dos implantes levou a que fossem feitas simplificações major dos modelos para estudo.[67] Assim, na maioria da literatura assume-se que os materiais são homogéneos e lineares e que possuem um comportamento elástico caracterizado por duas constantes: Módulo de *Young* e coeficiente de *Poisson*. É ainda assumido que a osteointegração é total e que o osso cortical e trabecular estão perfeitamente ligados ao implante.

Apesar de permitir reduzir o número de ensaios físicos na medida em que permite prever resultados e desempenhos, os resultados podem facilmente ser deturpados, caso os conceitos não sejam muito claros e o modelo experimental não seja validado por um ensaio experimental ou por outro método.

OBJECTIVOS

A utilização de implantes angulados tem gerado entre a comunidade científica alguma discórdia na medida em que vai contra os princípios biomecânicos da aplicação de carga sobre implantes, introduzidos por Brånemark. Vários são os estudos publicados sobre a taxa de sobrevivência e taxa de sucesso da reabilitação com implantes angulados. O estudo que se segue teve por objecto avaliar *in vitro*, a distribuição de tensões em implantes angulados, segundo o conceito *All-on-four*, com diferentes graus de inclinação, quando submetidos a cargas de diferentes intensidades. Pretende-se ainda determinar quais as regiões do implante em que se verificam as maiores tensões e se a sua distribuição varia de alguma forma de acordo com o ângulo de inclinação do implante.

MATERIAL E MÉTODOS

Para a análise da distribuição de tensões em implantes angulados, optou-se por utilizar o método de análise de elementos finitos.

Como descrito anteriormente, a MEF tem por base, modelos simplificados das estruturas anatómicas que se pretendem estudar.

O estudo passou por três fases principais: numa primeira fase foram desenhados os modelos de estudo. Seguidamente geraram-se malhas de elementos finitos para cada modelo e por último, uma vez definidas as propriedades dos materiais constituintes dos modelos e as condições de fronteira, foram simuladas cargas de diferentes intensidades e localizações.

Concretamente neste estudo, para analisar as tensões em implantes angulados segundo o conceito *All-on-four*, foram desenhados modelos simplificados da uma arcada mandibular reabilitada com quatro implantes. Por forma a atingir os objectivos pretendidos, três modelos com diferentes angulações (0° , 17° e 30°) dos implantes posteriores foram desenhados. As características de cada modelo incluído no presente estudo, são descritos seguidamente.

Desenho assistido por computador (CAD)

Modelos simplificados

Com o auxílio do software SolidWorks 2012[®] foi criado um modelo tridimensional simplificado de uma arcada mandibular; desenhou-se um bloco curvo para mimetizar a curvatura natural da mandíbula na qual se colocaram 4 implantes cilíndricos de conexão externa, com 4.8mm de diâmetro e 10mm de comprimento unidos por uma supraestrutura simplificada representativa de uma prótese total sobre implantes. As dimensões do modelo tridimensional desenhado estão resumidas na **figura 3**.

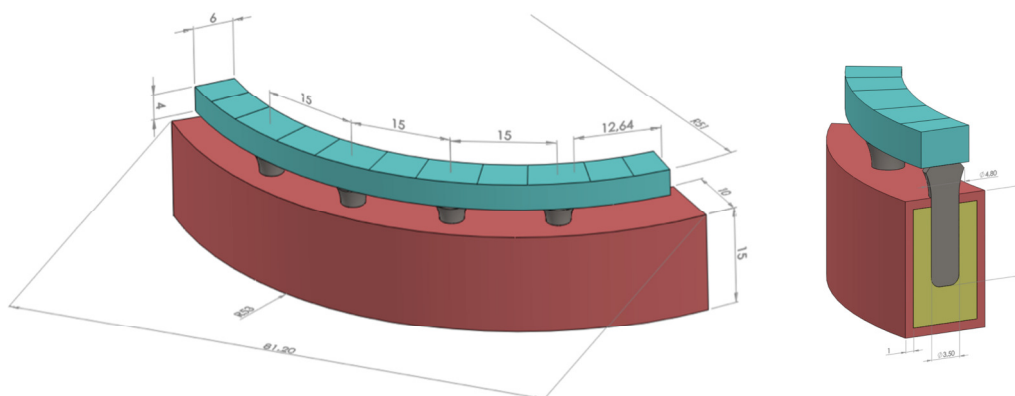


Figura 3. Modelo tridimensional de uma arcada dentária reabilitada com uma prótese sobre implantes criado no SolidWorks 2012®

Dos três modelos desenhados o modelo I apresentava os quatro implantes, numa posição vertical, paralelos entre si (**Fig. 4**); no modelo II os implantes anteriores estavam verticais e os implantes posteriores foram angulados a 17° para distal (**Fig. 5**); no modelo III os implantes foram colocados da mesma forma que no modelo II mas com uma angulação dos implantes posteriores de 30° (**Fig. 6**).

Nos modelos com implantes angulados (modelos II e III), representativos do conceito *All-on-four* foram desenhados também pilares angulados de 17° e 30° (**Figuras 5 e 6**).

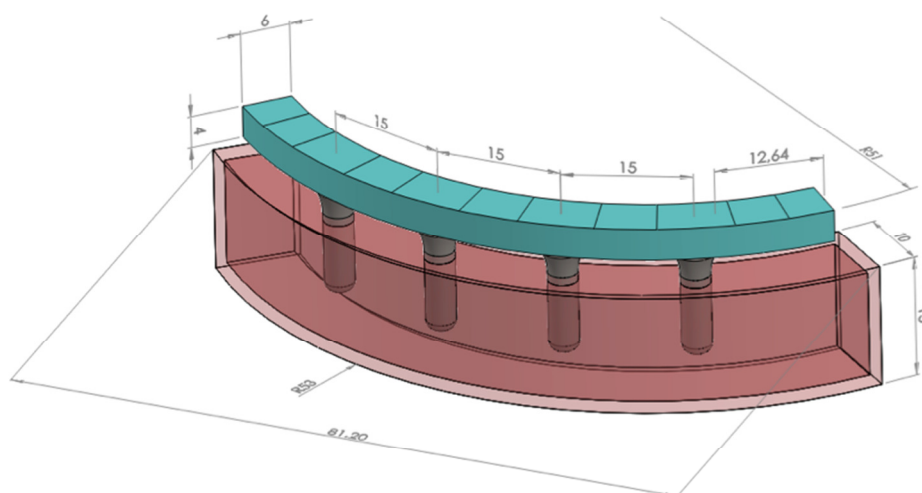


Figura 4. Desenho e dimensões do modelo I.

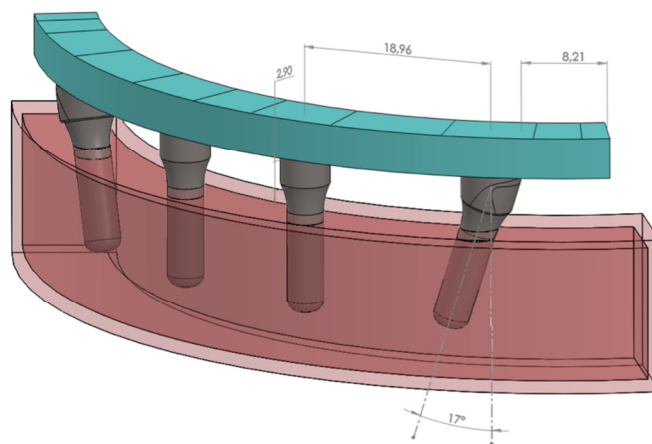


Figura 5. Desenho e dimensões do modelo II.

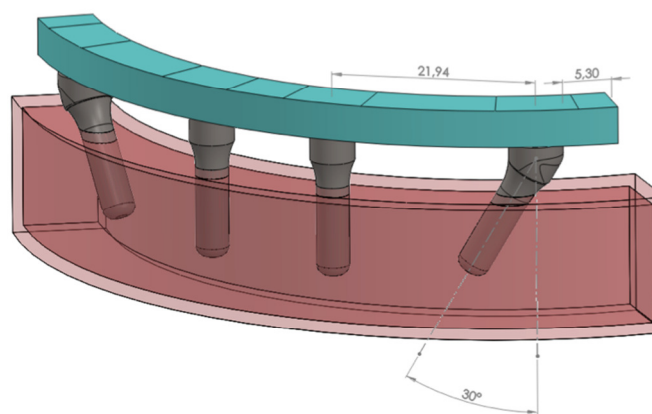


Figura 6. Desenho e dimensões do modelo III.

Em resumo, foram desenhados modelos com três angulações diferentes: 0° , 17° e 30° .

Paralelamente, ao estudo MEF dos modelos simplificados desenhados, e numa perspectiva, de aplicação clínica da MEF, foi feito o estudo de um caso clínico pelo método de análise de elementos finitos, reabilitado com quatro implantes na região anterior da mandíbula. O modelo tridimensional do caso clínico foi obtido a partir da tomografia computadorizada do paciente.

Modelo obtido por tomografia computadorizada

A partir da tomografia computadorizada (TC) foi feito um protótipo digital da mandíbula do paciente, utilizando o software SolidWorks 2012[®]. **(Fig. 7)**

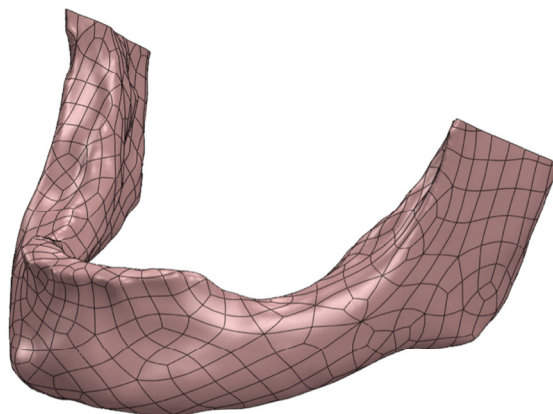


Figura 7. Protótipo mandibular obtido a partir da TC.

A posição exata dos implantes do caso clínico foi obtida através da TC e transferida para o modelo digital (modelo IV) **(Fig.8)**

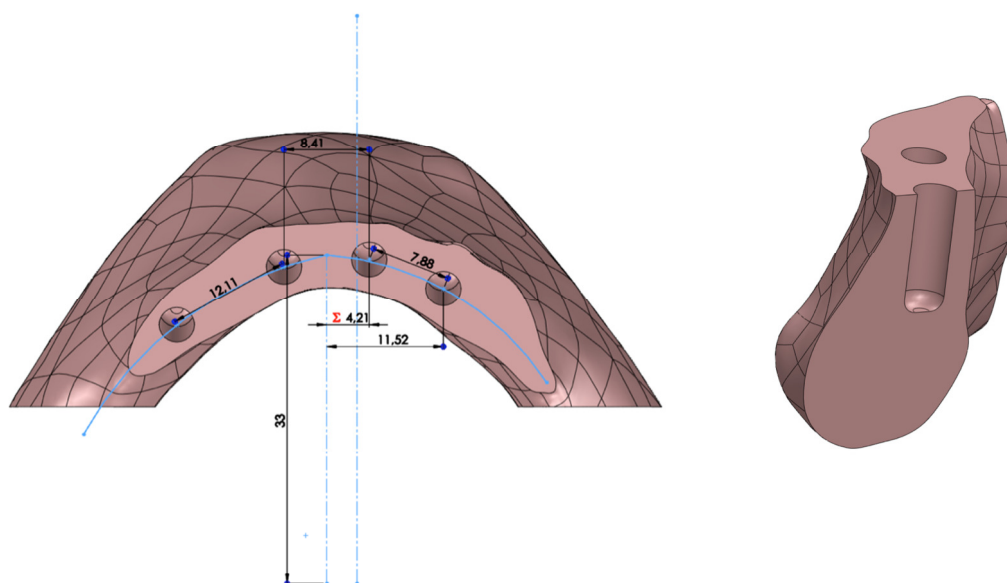


Figura 8. Representação esquemática da posição dos implantes na malha representativa de um caso clínico.

Utilizando o protótipo mandibular obtido por TC e a localização dos implantes desenhou-se o modelo IV. Na semelhança dos modelos simplificados, foi desenhada uma estrutura a unir os quatro implantes por forma a simular uma prótese implanto-suportada e a ferulização dos implantes.

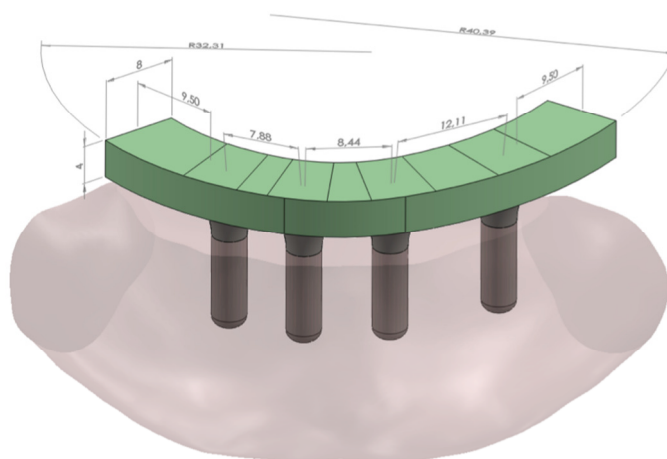


Figura 9. Desenho e dimensões do modelo IV

Partindo da posição dos implantes do caso clínico, foram desenhados dois modelos, simulando a reabilitação do mesmo caso clínico com implantes distais angulados a 17° (modelo V – fig.10) e a 30° (modelo VI – fig.11) respectivamente.

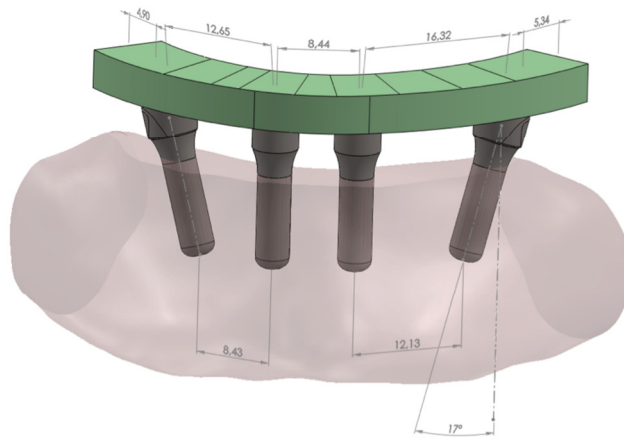


Figura 10. Desenho e dimensões do modelo V

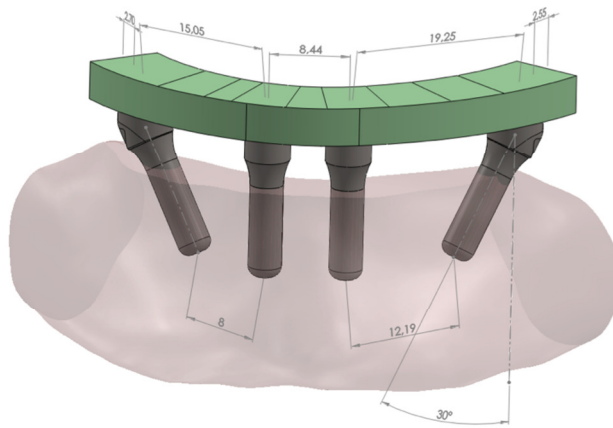


Figura 11. Desenho e dimensões do modelo VI

Depois de desenhadas todas as geometrias pretendidas, os ficheiros obtidos foram transferidos para um programa específico de MEF - Ansys V14®.

Geração de malha de elementos finitos

Uma vez terminados os desenhos no software SolidWorks 2012[®], os ficheiros foram abertos num programa de análise tridimensional de elementos finitos, Ansys V14[®].

Com este programa foram geradas malhas de elementos finitos para diferentes modelos em estudo, ou seja, cada modelo foi dividido vários em elementos tetraédricos, dando origem a uma malha de elementos finitos. A tabela X resume as características das diferentes malhas de elementos finitos geradas e os respectivos número de nós e elementos gerados.

	Malhas de elementos finitos	
	Nós	Elementos
Modelo I	42647	24277
Modelo II	57524	34064
Modelo III	59981	35756
Modelo IV	45657	26723
Modelo V	60235	36385
Modelo VI	64069	39056

Tabela X. Número de nós e elementos das malhas geradas para cada modelo.

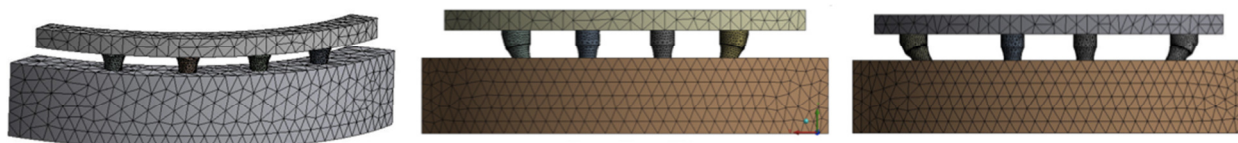


Figura 12. Malhas de elementos finitos dos modelos simplificados (modelos I, II e III)



Figura 13. Malhas de elementos finitos dos modelos obtidos por TC (modelos IV, V e VI)

Propriedades dos materiais simulados

O software Ansys V14[®] permite definir as propriedades do material de cada componente do modelo em estudo tendo em conta a suas propriedades biomecânicas. Neste estudo assumiu-se que todos os materiais eram isotrópicos, homogêneos e com comportamento linear elástico.

Nos modelos simplificados (modelos I, II e III), assumiu-se que o bloco mandibular era formado por uma camada exterior de 1mm de espessura de osso cortical e uma camada interior de osso trabecular. Os implantes foram definidos como sendo de titânio assim como os pilares angulados dos modelos II, III, V e VI, e a estrutura superior que os unia de aço.

As propriedades biomecânicas e mecânicas dos diferentes materiais simulados encontram-se resumidas na **Tabela XI** e basearam-se na literatura publicada.[70-72]

Material	Densidade (Kgm ³)	Módulo de <i>Young</i> (Pa)	Coefficiente de <i>Poisson</i>
Osso cortical	1500	$1,37 \times 10^{10}$	0,3
Osso esponjoso	1500	$1,37 \times 10^9$	0,3
Aço	7850	2×10^{11}	0,3
Titânio	4510	$1,15 \times 10^{11}$	0,35

Tabela XI. Propriedades biomecânicas e mecânicas dos materiais em estudo.

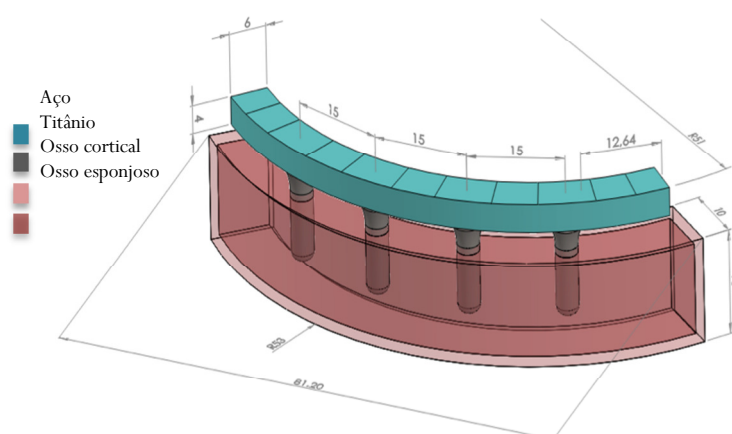


Figura 14. Identificação dos materiais utilizados nos modelos simplificados.

Nos modelos obtidos por TC, assumiu-se que toda a mandíbula seria constituída por osso cortical.

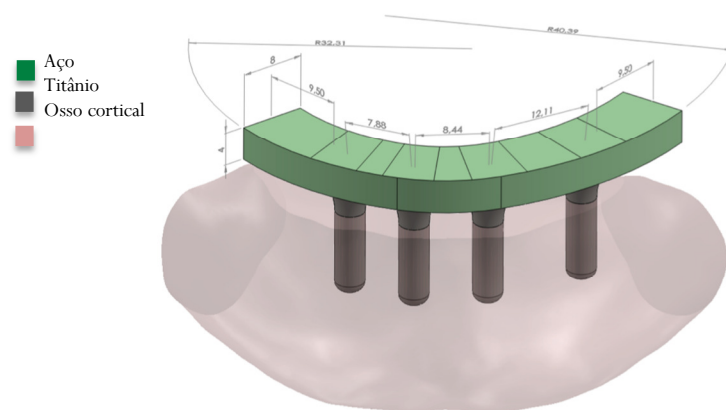


Figura 15. Identificação dos materiais utilizados nos modelos obtidos por TC.

Condições de fronteira

As condições de fronteira corresponde às restrições/pressupostos atribuídos aos elementos dos modelos. Em todos os modelos os implantes foram considerados totalmente osteointegrados; a adaptação implante-pilar e pilar-supraestrutura foi considerada perfeita assumindo-se uma união entre osso-implante, implante-pilar e pilar-supraestrutura. Estas conexões foram consideradas fixas.

Nos modelos simplificados o ponto de restrição foi a face inferior do bloco enquanto nos modelos do caso clínico, devido à geometria da mandíbula, se definiu o corpo da mandíbula como ponto de restrição. **(Figuras 16 e 17)**

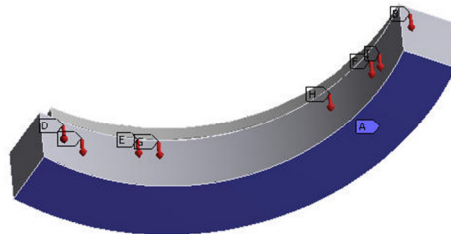


Figura 16. Condições de fronteira nos modelos I, II e III (A-restrição fixa)

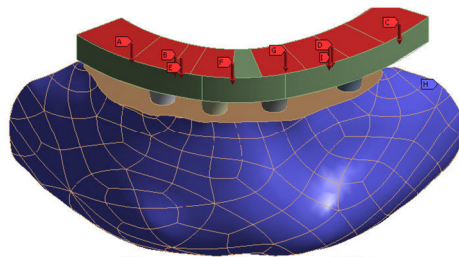


Figura 17. Condições de fronteira nos modelos IV, V e VI (H-restrição fixa)

Simulação de cargas: ensaios realizados

Uma vez terminados os modelos e definidas as condições de fronteira e as propriedades biomecânicas e mecânicas de cada componente do modelo foram simuladas três situações distintas para cada modelo. A cada um dos seis modelos, foram aplicadas cargas verticais de diferentes intensidades e localizações por forma a simular as cargas obtidas numa mastigação bilateral, unilateral anterior ao *cantilever* e unilateral sobre o *cantilever*.

Mastigação Bilateral (Ensaio I)

Por forma a simular as forças resultantes durante uma mastigação bilateral foram aplicadas cargas bilaterais verticais de diferentes intensidades consoante a região da arcada em questão. Assim, na região mais posterior, ao nível dos primeiros molares aplicou-se uma carga de 200N; na zona dos pré-molares de 150N e na região de caninos cargas de 100N.

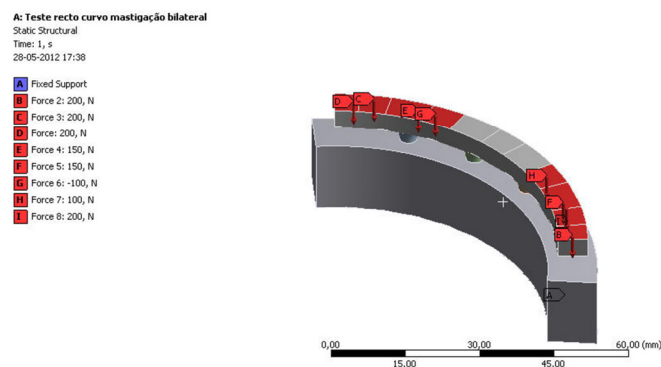


Figura 18. Cargas aplicadas no Modelo I simulando a mastigação bilateral



Figura 19. Cargas aplicadas no Modelo II simulando a mastigação bilateral



Figura 20. Cargas aplicadas no Modelo III simulando a mastigação bilateral

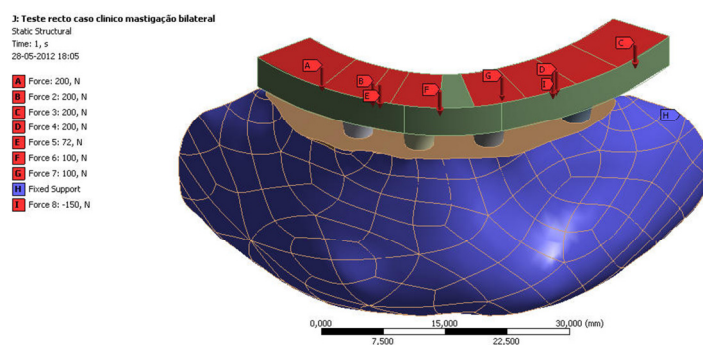


Figura 21. Cargas aplicadas no Modelo IV simulando a mastigação bilateral

A: Caso clínico 17° bilateral
 Static Structural
 Time: 1, s
 04-06-2012 14:59

A Fixed Support
B Force: 200, N
C Force 2: 200, N
D Force 3: 150, N
E Force 4: 150, N
F Force 5: 72, N
G Force 6: 100, N

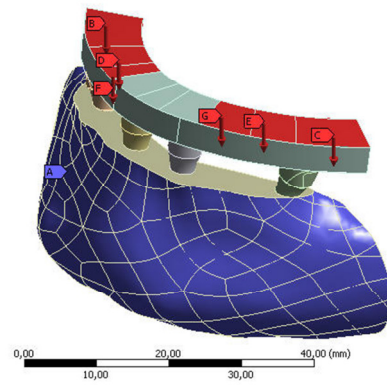


Figura 22. Cargas aplicadas no Modelo V simulando a mastigação bilateral

A: Caso clínico 30° bilateral
 Static Structural
 Time: 1, s
 04-06-2012 15:06

A Fixed Support
B Force: 200, N
C Force 2: 150, N
D Force 3: 72, N
E Force 4: 200, N
F Force 5: 150, N
G Force 6: 100, N

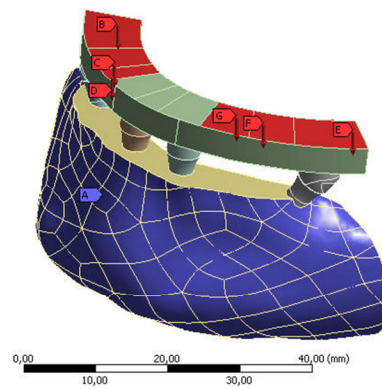


Figura 23. Cargas aplicadas no Modelo VI simulando a mastigação bilateral

Mastigação unilateral anterior ao *cantilever* (Ensaio II)

Foi aplicada uma carga vertical unilateral de 200N na região de pré-molares sobre o implante posterior, simulando a ausência de *cantilever*.

B: Teste recto curvo unilateral s/ cantilever

Force 4

Time: 1, s

18-06-2012 18:17

Force 4: 200, N
Components: 0,, -200,, 0, N

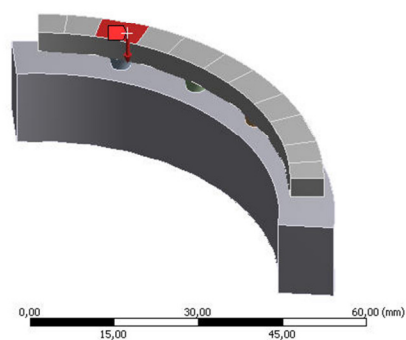


Figura 24. Cargas aplicadas no Modelo I simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

E: Teste 17° curvo mastigação unilateral s/ cantilever

Static Structural

Time: 1, s

04-06-2012 16:15

A Fixed Support

B Force: 200, N

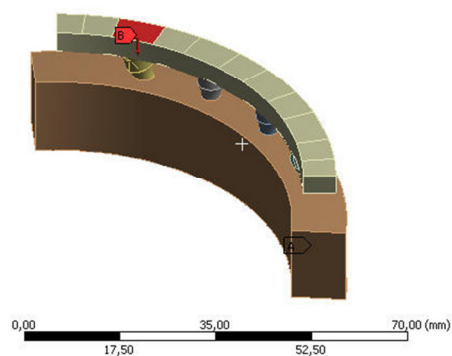


Figura 25. Cargas aplicadas no Modelo II simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

H: Teste 30° curvo mastigação unilateral s/ cantilever

Static Structural

Time: 1, s

28-05-2012 17:59

A Fixed Support

B Force: 200, N

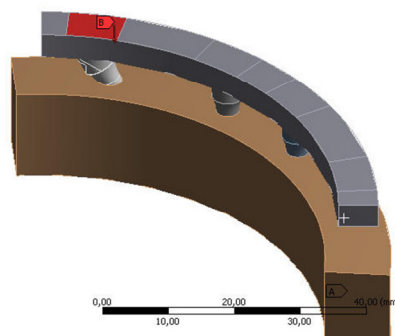


Figura 26. Cargas aplicadas no Modelo III simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

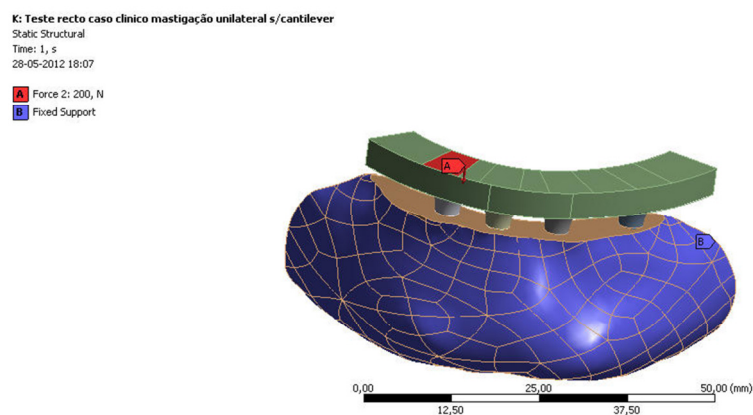


Figura 27. Cargas aplicadas no Modelo VI simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

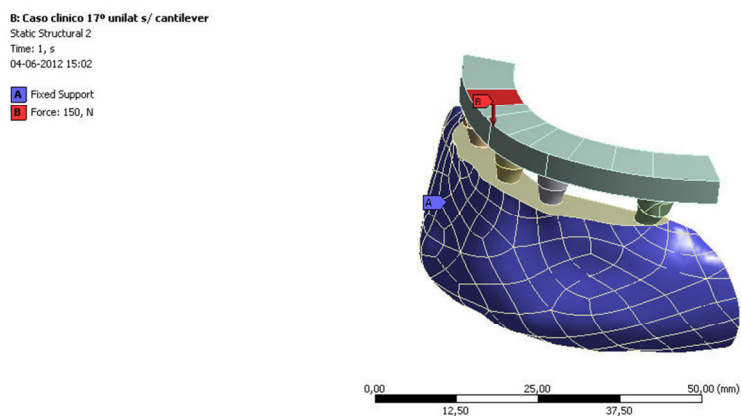


Figura 28. Cargas aplicadas no Modelo V simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

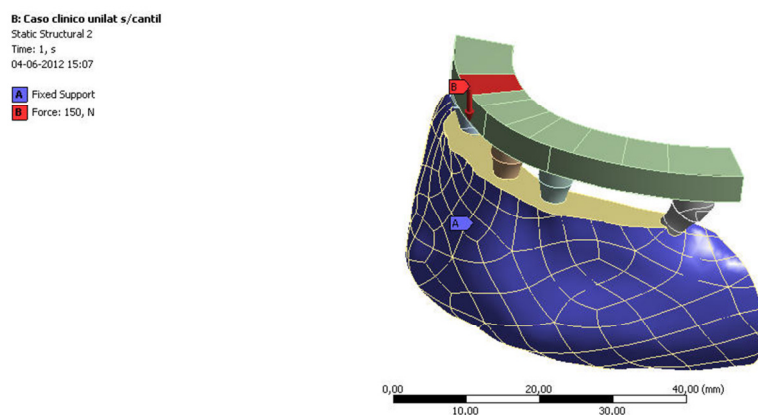


Figura 29. Cargas aplicadas no Modelo VI simulando a mastigação unilateral sem *cantilever*

Mastigação unilateral sobre o *cantilever* (Ensaio III)

Por último, foi aplicada uma carga vertical unilateral sobre a região do *cantilever* com uma intensidade de 200N.

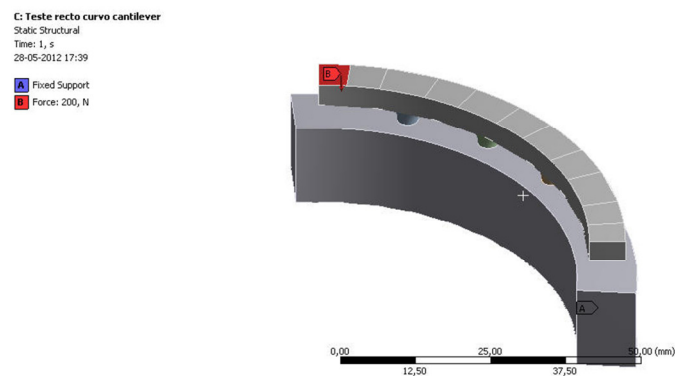


Figura 30. Cargas aplicadas no Modelo I simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*



Figura 31. Cargas aplicadas no Modelo II simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*

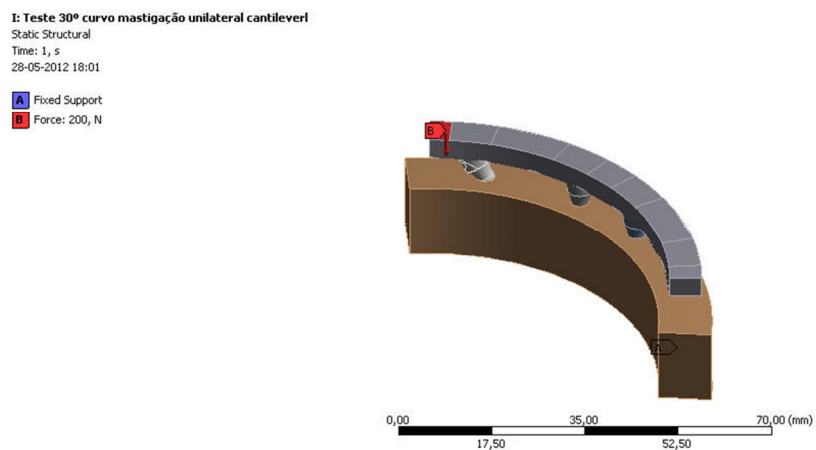


Figura 32. Cargas aplicadas no Modelo III simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*

L: Teste recto caso clinico mastigação unilateral c/cantilever
 Static Structural
 Time: 1, s
 28-05-2012 18:10
 A Force 2: 200, N
 B Fixed Support

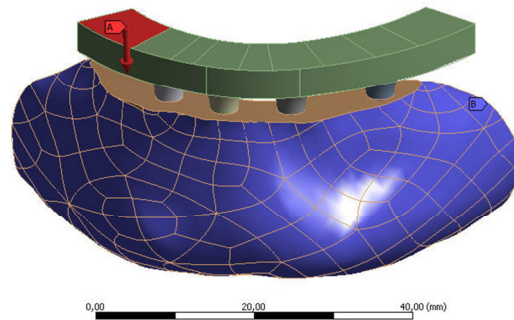


Figura 33. Cargas aplicadas no Modelo VI simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*

C: Caso clinico 17° unilat c/ cantilever
 Static Structural 3
 Time: 1, s
 04-06-2012 15:03
 A Fixed Support
 B Force: 200, N

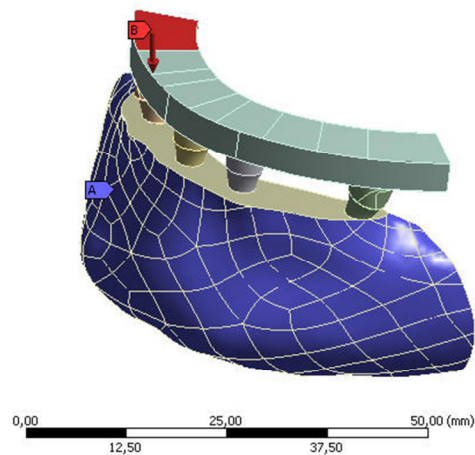


Figura 34. Cargas aplicadas no Modelo V simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*

C: Caso clinico 30 c/cantil
 Static Structural 3
 Time: 1, s
 04-06-2012 15:07
 A Fixed Support
 B Force: 200, N

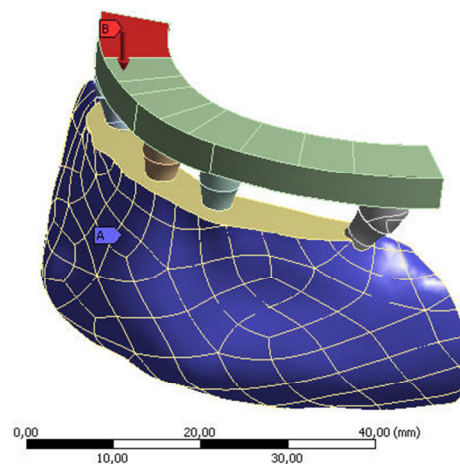


Figura 35. Cargas aplicadas no Modelo I simulando a mastigação unilateral sobre o *cantilever*

RESULTADOS

No âmbito dos objetivos do estudo, foi realizada uma análise qualitativa da distribuição de tensões nos diferentes modelos tendo em conta os valores máximos de tensões de Von Mises.

O resultado da distribuição de tensões nos diferentes modelos e nas diferentes condições simuladas são expressas num gradiente de cor que varia entre o vermelho e o azul, representando a cor vermelha os valores de maior tensão registados. A escala de cores foi definida entre 0 e 50MPa para todas as simulações de carga efectuadas. Desta forma as diferentes cores e intensidades obtidas nos diferentes modelos, puderam ser comparados entre si.

Os valores de tensão máxima obtidos nos diferentes modelos e nas três simulações de carga efectuadas foram registados tendo como referência o valor das tensões de *Von Mises* e estão resumidas na **Tabela XII**. A tensão de *Von Mises* permite conhecer o valor da tensão uniaxial equivalente aos estados de tensão 3D obtidos nos diversos pontos.

Ensaio realizado	Modelos	Tensões máximas <i>Von Mises</i> registadas (MPa)
Mastigação bilateral (Ensaio I)	Modelo I	489,98
	Modelo II	394,76
	Modelo III	230,44
	Modelo IV	224,25
	Modelo V	194,3
	Modelo VI	273,31
Mastigação unilateral anterior ao <i>cantilever</i> (Ensaio II)	Modelo I	46,195
	Modelo II	57,55
	Modelo III	60,213
	Modelo IV	42,454
	Modelo V	32,159
	Modelo VI	34,275
Mastigação unilateral sobre o <i>cantilever</i> (Ensaio III)	Modelo I	328,07
	Modelo II	205,67
	Modelo III	123,72
	Modelo IV	101,93
	Modelo V	93,338
	Modelo VI	92,418

Tabela XII. Tensões máximas de *Von Mises* obtidas em cada ensaio nos diferentes modelos

Mastigação bilateral (Ensaio I)

Nos modelos simplificados (figuras 36, 37 e 38), as tensões máximas resultantes da aplicação de cargas bilaterais decrescem quando se aumenta a angulação dos implantes distais. Os valores máximos de tensão nos três modelos foram registados por distolingual na zona dos implantes distais e junto à conexão do implante com a supraestrutura.

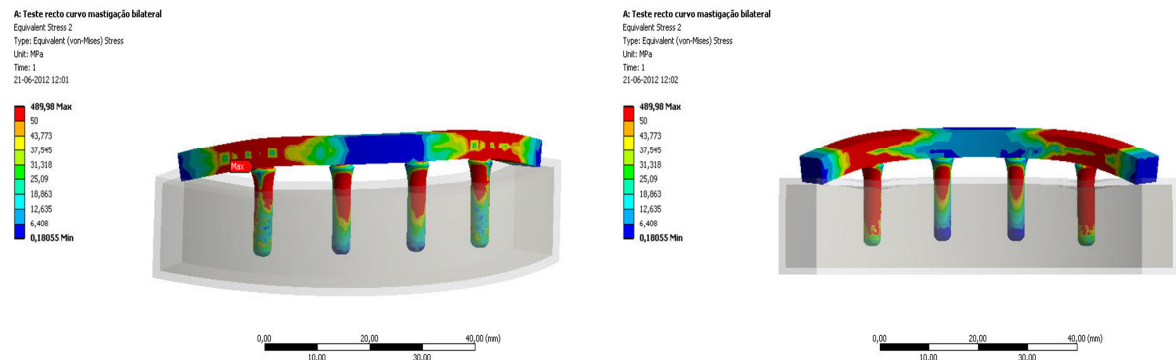


Figura 36. Resultados do ensaio I no modelo I

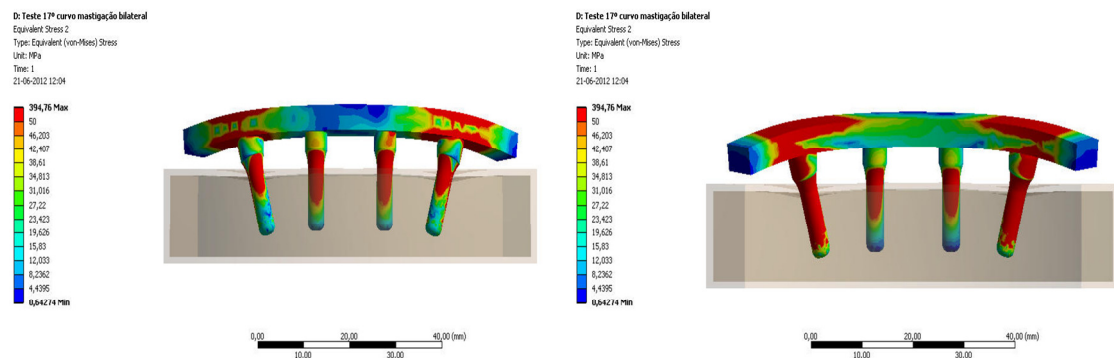


Figura 37. Resultados do ensaio I no modelo II

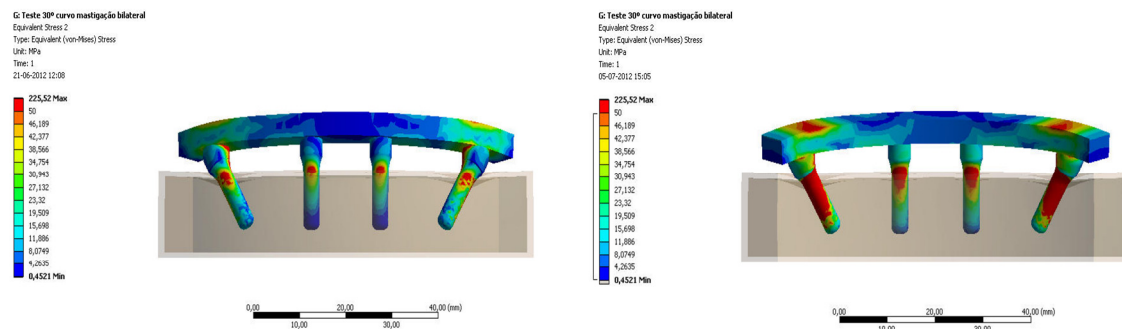


Figura 38. Resultados do ensaio I no modelo III

Nos modelos IV e V verifica-se também uma tendência para o decréscimo dos valores de tensão máximos quando se angulam os implantes a 17°(figuras 39 e 40), facto que não se verifica quando se analisa a distribuições de tensões no modelo V, com angulação de 30° (figura 41). Os valores máximos verificam-se por lingual em todos modelos na região cervical do implante, abaixo do colo do implante.

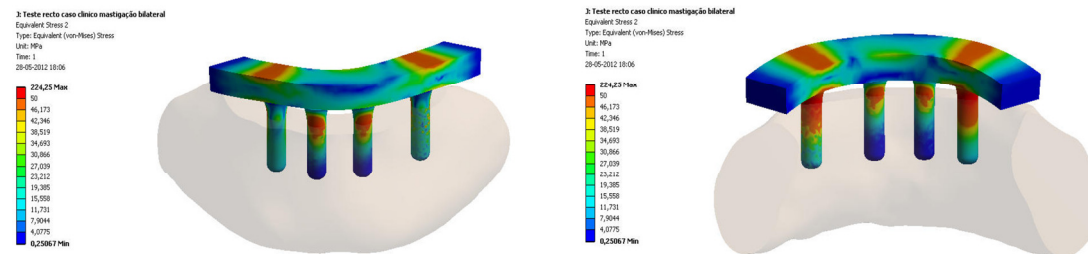


Figura 39. Resultados do ensaio I no modelo IV

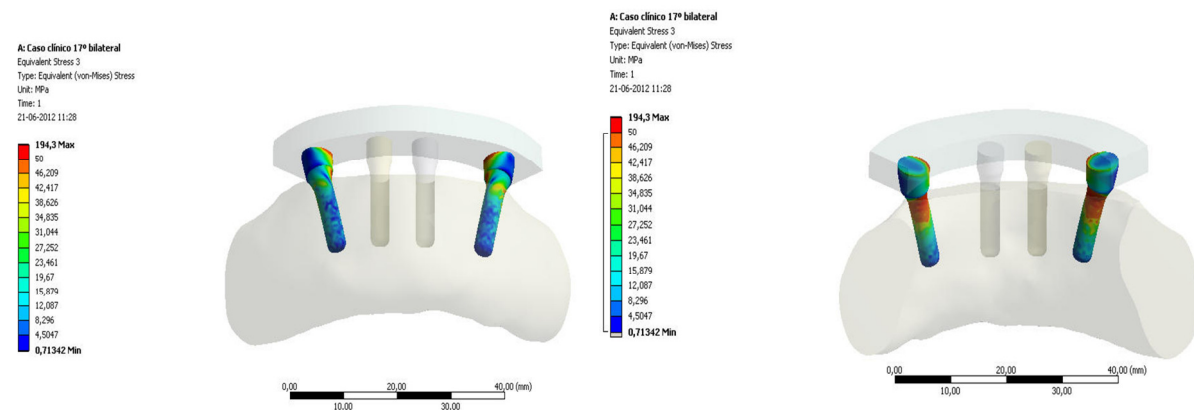


Figura 40. Resultados do ensaio I no modelo V

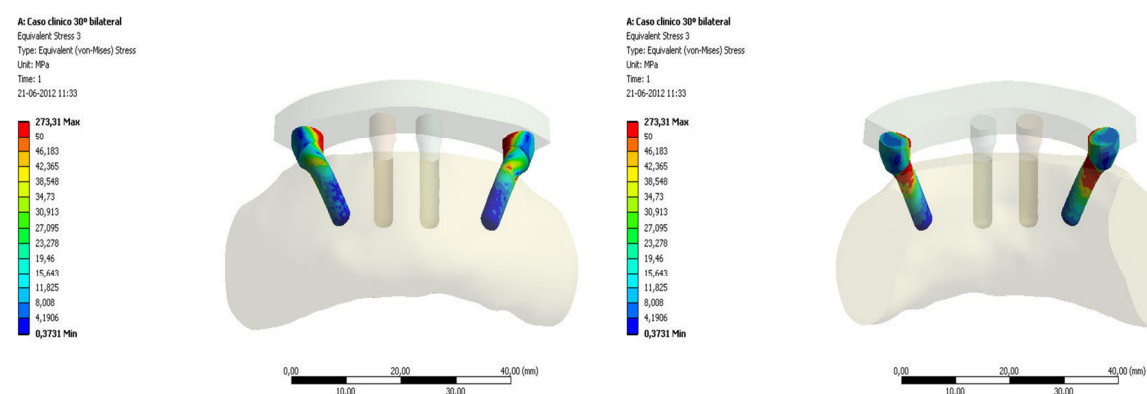


Figura 41. Resultados do ensaio I no modelo VI

Mastigação unilateral anterior ao cantilever (Ensaio II)

Na aplicação de uma carga unilateral anterior ao *cantilever* registou-se nos modelos simplificados, um aumento das tensões de Von Mises quando se aumentou a angulação dos implantes posteriores. As zonas de tensão máxima verificaram-se todas por lingual na região em que o colo do implante contacta com o osso.

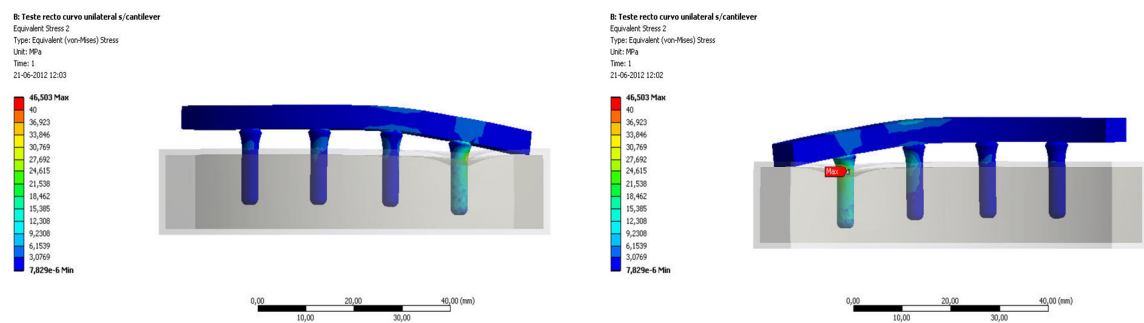


Figura 42. Resultados do ensaio II no modelo I

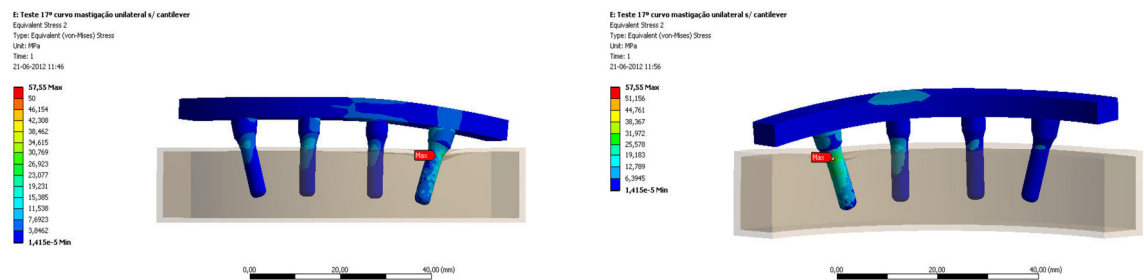


Figura 43. Resultados do ensaio II no modelo II

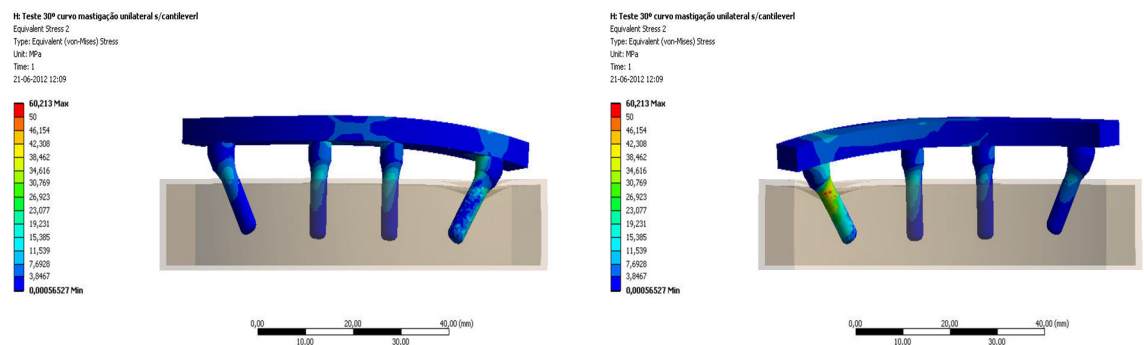


Figura 44. Resultados do ensaio II no modelo III

Nos modelos IV e V, contrariamente aos modelos I, II e III, observou-se uma diminuição dos valores de tensão com exceção do modelo VI em que houve um ligeiro aumento quando comparado com os modelos IV e V.

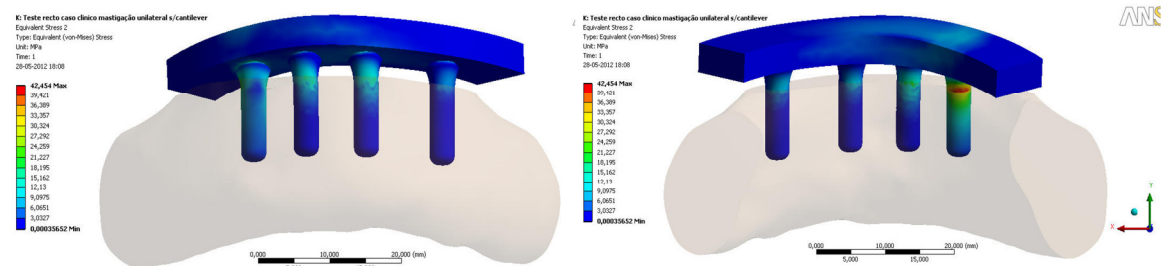


Figura 45. Resultados do ensaio II no modelo IV

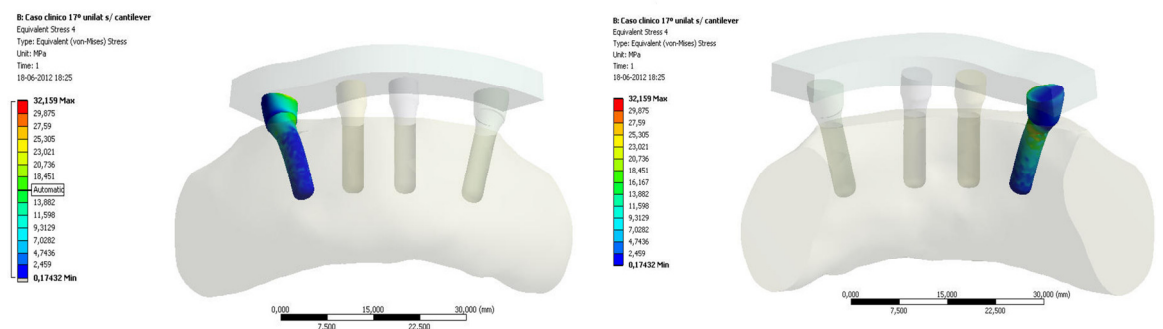


Figura 46. Resultados do ensaio II no modelo V

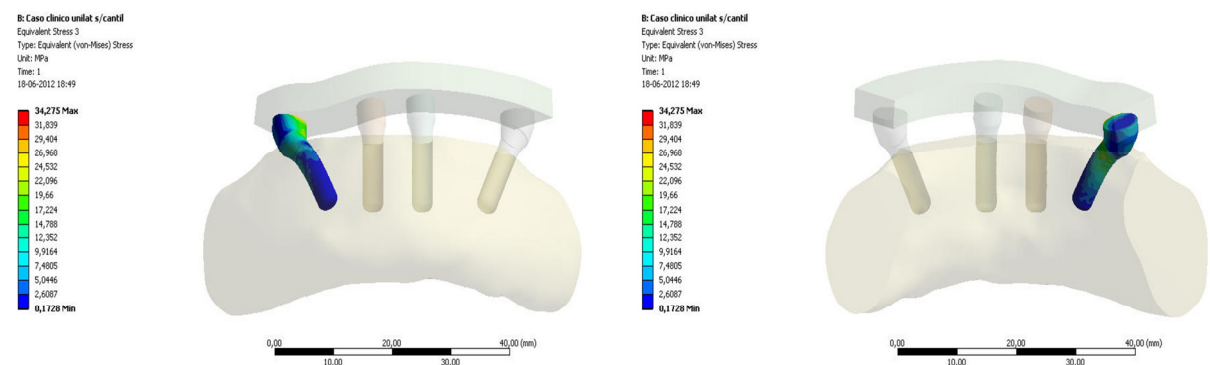


Figura 47. Resultados do ensaio II no modelo VI

Mastigação unilateral sobre o cantilever (Ensaio III)

Em todos os modelos (I ao VI) observou-se um decréscimo dos valores de tensão máximos à medida que a angulação dos implantes distais aumentava. As zonas de maior tensão registaram-se no implante posterior do lado da carga aplicada, na região distolingual junto ao colo do implante e na zona de contacto com a supraestrutura.

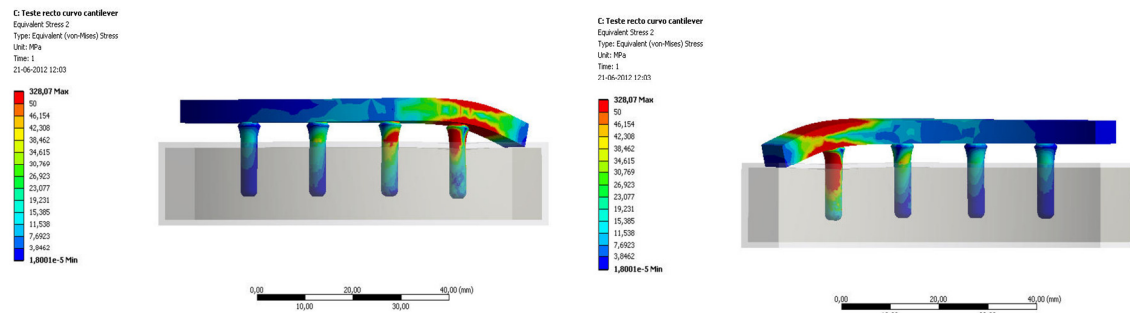


Figura 48. Resultados do ensaio III no modelo I

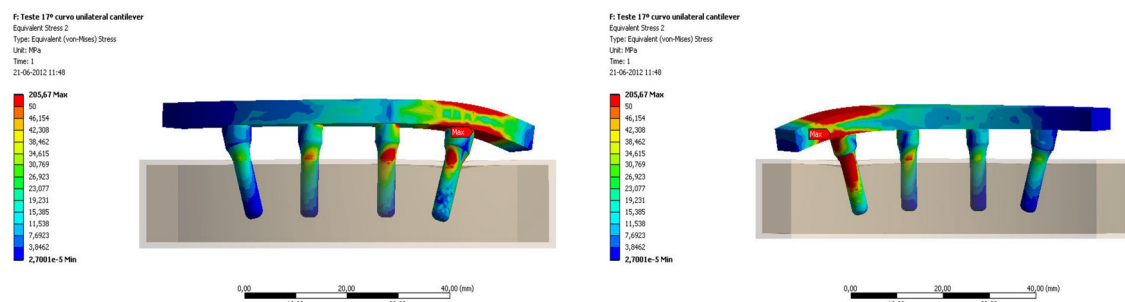


Figura 49. Resultados do ensaio III no modelo II

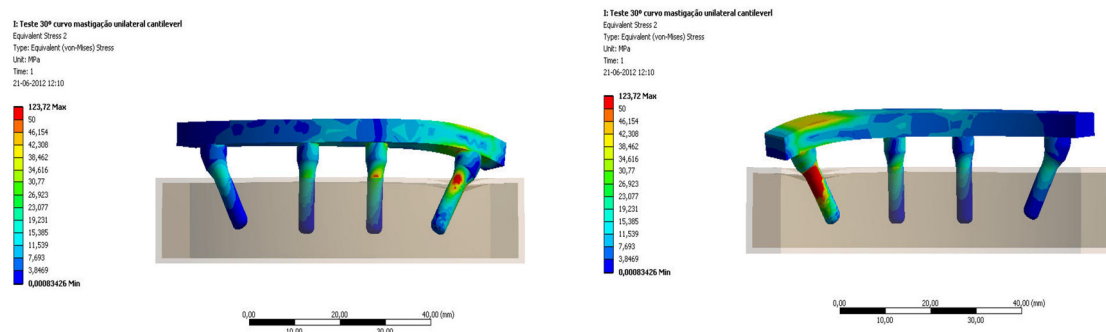


Figura 50. Resultados do ensaio III no modelo III

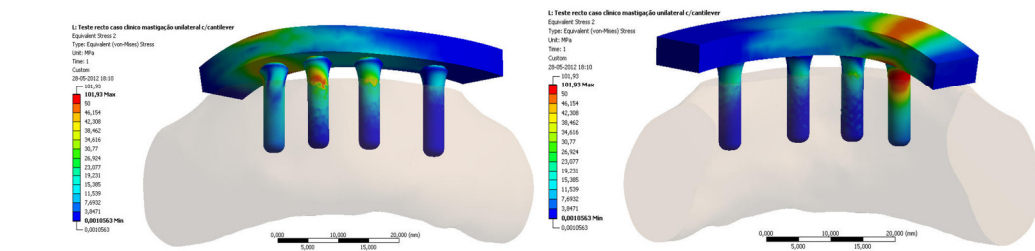


Figura 51. Resultados do ensaio III no modelo VI

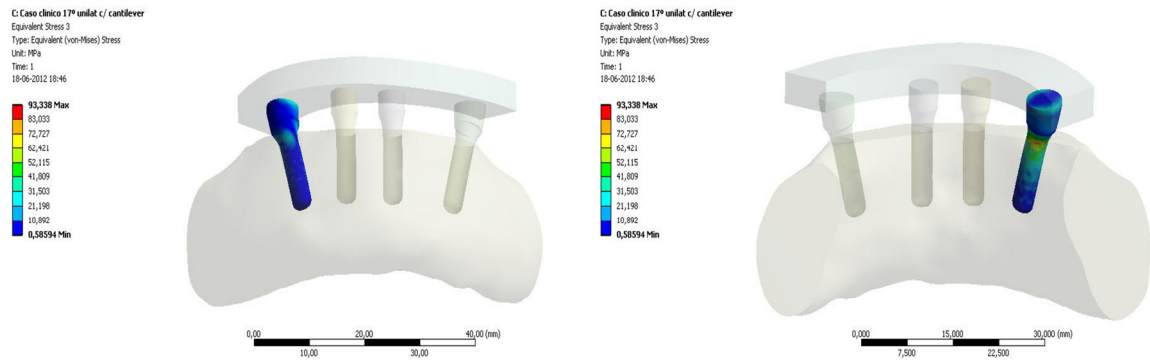


Figura 52. Resultados do ensaio III no modelo V

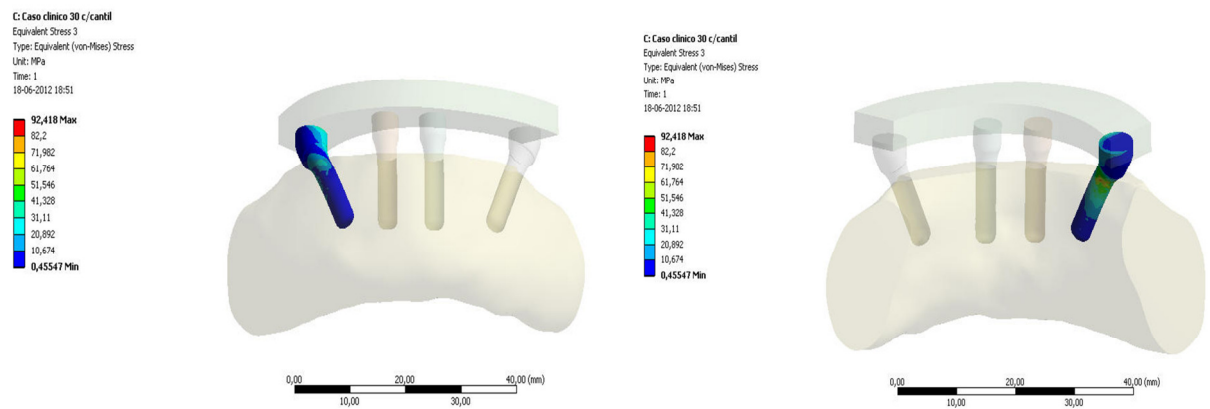


Figura 53. Resultados do ensaio III no modelo VI

DISCUSSÃO

Os implantes angulados têm sido propostos para casos clínicos com extrema reabsorção óssea em que as limitações anatómicas impossibilitam ou dificultam de seguir o protocolo tradicional de reabilitação com implantes.

Muitos estudos *in vivo* e *in vitro* [39, 41, 44, 45, 47, 61, 70-77] publicados, apresentam resultados favoráveis na utilização de implantes angulados. De encontro com os objetivos propostos, analisou-se pelo MEF, se a angulação dos implantes, segundo o conceito *All-on-four*, influenciaria a distribuição de tensões ao longo dos implantes.

Os diferentes estudos presentes na literatura sobre o efeito da inclinação dos implantes em reabilitações totais implanto-suportadas não podem ser diretamente comparados, na medida em que cada estudo possui o seu próprio modelo, com características distintas entre si.

No que respeita ao estudo *in vitro* realizado biomecanicamente durante o ensaio da mastigação bilateral, a angulação crescente dos implantes distais traduziu-se numa redução das tensões registadas. Em todos os modelos, as maiores tensões foram registadas nos implantes posteriores, como seria de esperar, já que as cargas aplicadas foram duas vezes superiores na região posterior da mandíbula comparativamente com as cargas aplicadas mais anteriormente. Este resultado sugere que pode ser vantajoso angular os implantes distais permitindo uma distribuição de cargas mastigatórias mais favorável. Os maiores valores de tensão observaram-se na face lingual dos implantes, junto à conexão do implante com a estrutura protética.

Quando se aplicou uma carga unilateral sobre o implante anterior ao *cantilever*, verificou-se que os valores de tensão máxima aumentavam com o aumento da angulação dos implantes distais. À medida que se foi aumentando a angulação dos implantes posteriores, a aplicação de uma força vertical sobre o implante distal, resultou, nos implantes verticais (modelo I e IV) numa força de compressão. Quando a mesma carga foi aplicada sobre os implantes angulados (modelos II, III, V e IV), a mesma força vertical, resultou não só numa força de compressão, mas neste caso, como a força não foi aplicada segundo o eixo axial do implante, também num componente de flexão que originou valores de tensão superiores.

No que respeita a uma das vantagens atribuídas à angulação de implantes e de encontro com outros estudos previamente publicados [70, 78], os resultados do presente estudo demonstraram que a angulação dos implantes distais resultava numa redução significativa do

comprimento do *cantilever*. Nos modelos simplificados estudados, verificou-se uma redução de 35% para a angulação de 17° e de 58% quando os implantes distais se angularam a 30°.

No ensaio III, com a aplicação de cargas unilaterais sobre o *cantilever*, verificou-se que com o aumento da angulação dos implantes posteriores os valores de tensão máximos registados decresciam, ou seja, os modelos I e IV comparativamente com os modelos II, III e V, VI respectivamente, apresentaram valores de tensão mais elevados; estes resultados estão de acordo com os de outros estudos publicados [70, 78, 79] e confirmam, que a angulação distal dos implantes posteriores permite um maior suporte distal da estrutura protética, traduzindo-se numa redução dos valores de tensão transmitidos aos implantes durante a mastigação.

Krekmanov *et al* [47] realizou um estudo onde avaliou a angulação posterior de implantes para promoção do suporte protético. O estudo incluiu 47 pacientes, dos quais 25 reabilitaram a mandíbula e 22 a maxila. Nas reabilitações mandibulares, os implantes foram colocados com uma angulação posterior de 25 a 35°; no maxilar os implantes foram colocados a 30 ou 35°.

Do ponto de vista protético, a angulação dos implantes posteriores permitiu um ganho de suporte da prótese no valor de 6,5mm na mandíbula e de 9,3mm na maxila. Na mandíbula a taxa de sucesso foi de 100%, não havendo fracasso de nenhum dos implantes colocados. Na maxila a taxa cumulativa de sucesso ao fim de 5 anos foi de 98% para os implantes angulados e 93% para os não-angulados. Este autor concluiu que a angulação dos implantes distais permitia uma redução da extensão do *cantilever* e desta forma um melhor suporte protético. [47]

Zampelis *et al* [70] desenvolveu um estudo de MEF a 2D onde avaliou se a angulação de implantes ferulizados influenciaria a distribuição de tensões no osso periimplantar e por outro lado se a utilização de implantes angulados como pilares distais era biomecanicamente mais favorável que a utilização de *cantilevers* longos. Demonstrou que as tensões periimplantares registadas eram idênticas, independentemente da angulação do implante. Por outro lado constatou, que a presença de *cantilevers* originava maiores valores de tensão no osso marginal em torno dos implantes. Contudo, quando se adicionava um implante distal angulado para suporte da terminação distal do *cantilever* os níveis de tensão tendiam a igualar a carga observada na ausência de *cantilever*. Este autor concluiu que a angulação dos implantes distais não origina maiores tensões no osso alveolar comparativamente com os implantes axiais, e que biomecanicamente é vantajoso angular os implantes distais por forma a evitar *cantilevers* longos.

Num estudo efectuado por Bevilacqua *et al* [78] avaliaram-se as tensões transmitidas a implantes angulados versus implantes axiais. O estudo recorreu ao método de MEF; foi feito um modelo virtual com 4 implantes colocados na pré-maxila e ferulizados com uma prótese. Mantendo constante o comprimento do componente protético, foram analisadas quatro configurações diferentes, com os implantes distais angulados a 0, 15, 30 e 45°. Os comprimentos dos *cantilevers* eram 13, 9, 5 e 0mm, respectivamente. Da aplicação de uma carga unilateral, vertical na porção distal do *cantilever*, verificou-se que ocorria uma redução dos valores de tensão máximos dos implantes distais angulados de -12,9% numa angulação de 15°, -47,5% para angulações de 30° e de -73,5% aos 45°, no osso cortical. Para o osso trabecular os resultados foram semelhantes, -17,2%, 54,8% e -77,4% para as angulações de 15°, 30° e 45°, respectivamente. Em conclusão o autor afirma que a reabilitação de uma maxila atrófica com implantes angulados, ferulizados com uma prótese implanto-suportada reduz as tensões no osso periimplantar e na estrutura protética.

Nos resultados obtidos para o ensaio III (carga sobre o *cantilever*), observou-se uma redução dos valores de tensão máxima de 37% e de 62%, para as angulações de 17° e 30° respectivamente (modelos II e III), quando comparadas com as tensões registadas nos implantes verticais do modelo I.

Em todos os ensaios realizados, independentemente do modelo, os maiores valores de tensão observaram-se na zona lingual dos implantes. Por outro lado, os valores máximos registaram-se sempre nos implantes posteriores no lado correspondente em que a carga foi aplicada. Este facto era previsível na medida em que foi sempre na região dos implantes distais, que as cargas de maior intensidade foram aplicadas, e vai de encontro com os resultados publicados por outros autores.[76]

Quando a carga foi aplicada unilateralmente, a zona do implante onde se verificou maior concentração de tensões foi na região distolingual do colo do implante distal mais próximo do *cantilever* onde a carga foi aplicada. Estes resultados estão de acordo com os resultados publicados na literatura [73, 76, 79]. Não se verificaram diferenças nas regiões de tensão máxima entre as diferentes angulações em estudo.

Os modelos IV, V e VI foram desenhados a partir de uma tomografia computadorizada de um paciente reabilitado com quatro implantes verticais. Pretendeu-se analisar se o mesmo caso clínico poderia ou não beneficiar da angulação dos implantes distais. Dos resultados obtidos,

verificou-se que em todas as condições de carga, nas angulações de 17 e 30° (modelos V e VI) os valores de tensão máximos obtidos eram inferiores quando comparados com a situação clínica inicial (modelo IV). Estes resultados apontam, para que o mesmo caso clínico, se reabilitado com implantes angulados, poderia beneficiar de algumas vantagens no que respeita à biomecânica da mastigação.

Contudo, para o modelo VI, no ensaio I, registou-se um valor anormalmente elevado, quando comparado com os valores dos modelos IV e V para as mesmas condições de carga. Este facto pode dever-se a erros inerentes à geometria do modelo criado. A posição mais distalizada do implante distal do 3º quadrante associada à angulação que lhe foi introduzida originou uma concentração de tensões no ponto em que o implante contacta com o osso alveolar por haver uma menor espessura óssea em torno do colo do implante naquela região da mandíbula, resultando um valor de tensão máximo muito alto.

Assim, sempre que é utilizada o MEF o modelo gerado deverá ser o mais preciso possível. Contudo, sobretudo, quando estão em estudo estruturas biológicas, a elevada complexidade das mesmas leva a que sejam necessárias simplificações dos modelos e consequentemente apenas é conseguida uma aproximação às características reais das estruturas em causa. Estas simplificações estão presentes em todos os estudos de implantes com recurso ao MEF.[70-74, 78, 79]

Neste estudo, foi utilizado um bloco para simular a mandíbula constituído por uma camada externa de osso cortical e uma camada interna de osso trabecular. Os implantes foram desenhados sem rosca, na medida em que os objectivos do estudo se centravam na análise das tensões nos implantes e não nas interações mecânicas na interface osso-implante. Assim, todos os componentes protéticos foram modelados sem rosca ou parafusos. Considerou-se uma situação ideal em que a osteointegração seria completa entre osso-implante e todas as estruturas protéticas encaixavam na perfeição. Sendo um estudo comparativo, estas condições não interferiram nos resultados, na medida em que foram reproduzidas em todos os modelos.

As condições de fronteira foram consideradas fixas, não reproduzindo fidedignamente a ação dos músculos, ligamentos e articulação temporo-mandibular presentes na cavidade oral.

As cargas aplicadas nos diferentes ensaios simulados, basearam-se em valores médios encontrados na literatura publicada para pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas.[70-73, 78, 79] Contudo, tendo em conta que os materiais em estudo, foram considerados lineares e elásticos, a magnitude das forças aplicadas não foi muito relevante. Por

outro lado, a aplicação de cargas somente verticais, ainda que de diferentes intensidades e localizações não reproduziram fielmente as cargas presentes durante a mastigação.

De salientar que os valores de tensão máximos foram obtidos com o propósito de comparar qualitativamente os modelos e não para descrever valores absolutos de *per se*. Estes valores obtidos não devem ser diretamente transferidos para a prática clínica sem uma análise cuidada, na medida em que foram utilizados modelos simplificados que podem originar resultados não transponíveis para uma situação clínica real. A definição dos diferentes parâmetros nos modelos teria um peso superior se se pretendesse descrever valores absolutos de tensões e não, como é o caso, comparar níveis de tensões.

CONCLUSÕES

Ao longo dos últimos anos, têm sido atribuídas algumas vantagens à angulação dos implantes em reabilitações totais nomeadamente, a utilização de implantes de maior comprimento, possibilitando a redução do número de implantes e a redução do comprimento do *cantilever*; a melhor distribuição antero-posterior dos implantes na arcada dentária e por fim, permitir uma melhor distribuição das forças mastigatórias aos implantes.

Clinicamente estão descritas, elevadas taxas de sucesso e de sobrevivência, para reabilitações do tipo *All-on-four*. O presente estudo procurou analisar se a distribuição de tensões, durante a função mastigatória, se alteraria consoante a angulação dos implantes distais.

Através do MEF, diferentes modelos foram desenhados e diferentes angulações de implantes foram testadas sob três condições de carga distintas. Os resultados obtidos apontam para que a angulação dos implantes em reabilitações totais implanto-suportadas seja biomecanicamente favorável. Estes resultados estão em concordância com outros estudos publicados na literatura.

Conclui-se assim, que dentro das limitações do MEF, a distribuição das tensões para as diferentes cargas variou nas três angulações consideradas. Os valores de tensão máxima registados decresceram com o aumento da angulação dos implantes. Simultaneamente verificou-se uma redução do comprimento do *cantilever* com a crescente angulação dos implantes.

Relativamente às regiões onde ocorreu maior concentração de tensões, verificou-se que foi na face distolingual dos implantes, sobretudo em cervical na zona de contacto com a estrutura protética e ao nível do colo do implante no contacto com o osso alveolar que se registaram as tensões máximas. Não foram observadas diferenças evidentes no que respeita às zonas de tensão máxima registadas nas diferentes angulações.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Branemark, P.I., *Osseointegration and its experimental background*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **50**(3): p. 399-410.
2. Lindhe, J., Lang Niklaus, Karring Thorkild, *Tratado de Periodontia Clinica e Implantologia Oral*. 5ª edição ed2010: Guanabara Koogan.
3. Davarpanah M, M.H., Kebir M, Tecucianu JF, *Manual de Implantodontia Clínica*2003: Artmed.
4. Esposito, M., et al., *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology*. European journal of oral sciences, 1998. **106**(1): p. 527-51.
5. Albrektsson, T., et al., *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 1986. **1**(1): p. 11-25.
6. Albrektsson, T. and G.A. Zarb, *Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance*. The International journal of prosthodontics, 1993. **6**(2): p. 95-105.
7. Esposito, M., et al., *Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis*. European journal of oral sciences, 1998. **106**(3): p. 721-64.
8. Teng, F.Y., et al., *A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies*. Bioinorganic chemistry and applications, 2012. **2012**: p. 687291.
9. Junqueira L., C.J., *Histologia Básica*, 2008, Guanabara Koogan. p. 135-152.
10. Albrektsson, T. and C. Johansson, *Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration*. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 2001. **10 Suppl 2**: p. S96-101.
11. Carlsson, L., et al., *Osseointegration of titanium implants*. Acta orthopaedica Scandinavica, 1986. **57**(4): p. 285-9.
12. Branemark, R., et al., *Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat*. Biomaterials, 1997. **18**(14): p. 969-78.
13. Branemark, R., et al., *Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog*. Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society, 1998. **16**(1): p. 61-9.
14. Davies, J.E., *Mechanisms of endosseous integration*. The International journal of prosthodontics, 1998. **11**(5): p. 391-401.
15. Lee, J.E., et al., *Healing response of cortical and cancellous bone around titanium implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2009. **24**(4): p. 655-62.
16. Berglundh, T., et al., *De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants*. Clinical oral implants research, 2003. **14**(3): p. 251-62.
17. Dohan Ehrenfest, D.M., et al., *Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography*. Trends in biotechnology, 2010. **28**(4): p. 198-206.
18. Gupta, A., M. Dhanraj, and G. Sivagami, *Status of surface treatment in endosseous implant: a literary overview*. Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research, 2010. **21**(3): p. 433-8.
19. Albrektsson, T. and A. Wennerberg, *Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them*. The International journal of prosthodontics, 2004. **17**(5): p. 536-43.
20. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2010. **25**(1): p. 63-74.

21. Abrahamsson, I., et al., *Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog.* Clinical oral implants research, 2004. **15**(4): p. 381-92.
22. Sul, Y.T., C. Johansson, and T. Albrektsson, *Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces.* The International journal of prosthodontics, 2006. **19**(4): p. 319-28.
23. Sul, Y.T., et al., *The roles of surface chemistry and topography in the strength and rate of osseointegration of titanium implants in bone.* Journal of biomedical materials research. Part A, 2009. **89**(4): p. 942-50.
24. Bornstein, M.M., et al., *Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles.* Clinical oral implants research, 2008. **19**(3): p. 233-41.
25. Berglundh, T., et al., *Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs.* Clinical oral implants research, 2007. **18**(2): p. 147-52.
26. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review.* Clinical oral implants research, 2009. **20 Suppl 4**: p. 172-84.
27. Junker, R., et al., *Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review.* Clinical oral implants research, 2009. **20 Suppl 4**: p. 185-206.
28. Abrahamsson, I. and T. Berglundh, *Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review.* Clinical oral implants research, 2009. **20 Suppl 4**: p. 207-15.
29. Weber, H.P., et al., *Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols.* The International journal of oral & maxillofacial implants, 2009. **24 Suppl**: p. 180-3.
30. Cooper, L.F., et al., *Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading.* The International journal of oral & maxillofacial implants, 2002. **17**(4): p. 517-25.
31. Chow, J., et al., *The Hong Kong Bridge Protocol. Immediate loading of mandibular Branemark fixtures using a fixed provisional prosthesis: preliminary results.* Clinical implant dentistry and related research, 2001. **3**(3): p. 166-74.
32. Chiapasco, M., et al., *Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading.* The International journal of oral & maxillofacial implants, 2001. **16**(4): p. 537-46.
33. Branemark, P.I., et al., *Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study.* Clinical implant dentistry and related research, 1999. **1**(1): p. 2-16.
34. Ericsson, I., et al., *Early functional loading of Branemark dental implants: 5-year clinical follow-up study.* Clinical implant dentistry and related research, 2000. **2**(2): p. 70-7.
35. Schnitman, P.A., et al., *Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement.* The International journal of oral & maxillofacial implants, 1997. **12**(4): p. 495-503.
36. Engstrand, P., et al., *Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Branemark Novum concept.* Clinical implant dentistry and related research, 2003. **5**(1): p. 3-10.
37. Fischer, K. and T. Stenberg, *Early loading of ITI implants supporting a maxillary full-arch prosthesis: 1-year data of a prospective, randomized study.* The International journal of oral & maxillofacial implants, 2004. **19**(3): p. 374-81.

38. Horiuchi, K., et al., *Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2000. **15**(6): p. 824-30.
39. Capelli, M., et al., *Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2007. **22**(4): p. 639-44.
40. Agliardi, E.L., et al., *Immediate rehabilitation of the edentulous maxilla: preliminary results of a single-cohort prospective study*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2009. **24**(5): p. 887-95.
41. Kawasaki, T., K. Komatsu, and R. Tsuchiya, *Tilted placement of tapered implants using a modified surgical template*. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 2011. **69**(6): p. 1642-50.
42. Francetti, L., et al., *Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study*. Clinical implant dentistry and related research, 2008. **10**(4): p. 255-63.
43. Bateli, M., W. Woerner, and W. Att, *Tilted implants to support a maxillary removable dental prosthesis: a case report*. Quintessence international, 2012. **43**(3): p. 191-5.
44. Ata-Ali, J., et al., *Oral rehabilitation with tilted dental implants: A metaanalysis*. Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal, 2012.
45. Aparicio, C., P. Perales, and B. Rangert, *Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study*. Clinical implant dentistry and related research, 2001. **3**(1): p. 39-49.
46. Branemark, P.I., B. Svensson, and D. van Steenberghe, *Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism*. Clinical oral implants research, 1995. **6**(4): p. 227-31.
47. Krekmanov, L., et al., *Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2000. **15**(3): p. 405-14.
48. Rosen, A. and G. Gynther, *Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study*. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 2007. **65**(5): p. 1010-6.
49. Ferreira, E.J., M.R. Kuabara, and J.L. Gulinelli, *"All-on-four" concept and immediate loading for simultaneous rehabilitation of the atrophic maxilla and mandible with conventional and zygomatic implants*. The British journal of oral & maxillofacial surgery, 2010. **48**(3): p. 218-20.
50. Agliardi, E., et al., *Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study*. Clinical oral implants research, 2010. **21**(5): p. 459-65.
51. Malo, P., B. Rangert, and M. Nobre, *"All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study*. Clinical implant dentistry and related research, 2003. **5 Suppl 1**: p. 2-9.
52. Duyck, J., et al., *Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study*. Clinical oral implants research, 2000. **11**(5): p. 465-75.
53. Babbush, C.A., G.T. Kutsko, and J. Brokloff, *The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study*. The Journal of oral implantology, 2011. **37**(4): p. 431-45.
54. Malo, P., B. Rangert, and M. Nobre, *All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study*. Clinical implant dentistry and related research, 2005. **7 Suppl 1**: p. S88-94.

55. Malo, P., et al., *A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up*. Journal of the American Dental Association, 2011. **142**(3): p. 310-20.
56. Malo, P., M. Nobre, and A. Lopes, *The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification*. European journal of oral implantology, 2011. **4**(3): p. 227-43.
57. Khatami, A.H. and C.R. Smith, "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists, 2008. **17**(1): p. 47-51.
58. Pomares, C., *A retrospective study of edentulous patients rehabilitated according to the 'all-on-four' or the 'all-on-six' immediate function concept using flapless computer-guided implant surgery*. European journal of oral implantology, 2010. **3**(2): p. 155-63.
59. Agliardi, E., et al., *Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles*. Quintessence international, 2010. **41**(4): p. 285-93.
60. Hinze, M., et al., *Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2010. **25**(5): p. 1011-8.
61. Degidi, M., D. Nardi, and A. Piattelli, *Immediate loading of the edentulous maxilla with a definitive restoration supported by an intraorally welded titanium bar and tilted implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2010. **25**(6): p. 1175-82.
62. Shimada, A., et al., *Measurement of dynamic bite force during mastication*. Journal of oral rehabilitation, 2012. **39**(5): p. 349-56.
63. Rangert, B., T. Jemt, and L. Jorneus, *Forces and moments on Branemark implants*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 1989. **4**(3): p. 241-7.
64. Sahin, S., M.C. Cehreli, and E. Yalcin, *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review*. Journal of dentistry, 2002. **30**(7-8): p. 271-82.
65. Heitz-Mayfield, L.J., et al., *Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog*. Clinical oral implants research, 2004. **15**(3): p. 259-68.
66. Powers John M., S.R.L., *Mechanical Properties*, in *Craig's restorative Dental Materials* 2006, MOSBY Elsevier: St. Louis. p. 52-61, 86-87.
67. Geng, J.P., K.B. Tan, and G.R. Liu, *Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 2001. **85**(6): p. 585-98.
68. Erdemir, A., et al., *Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics*. Journal of biomechanics, 2012. **45**(4): p. 625-33.
69. Cavallaro, J., Jr. and G. Greenstein, *Angled implant abutments: a practical application of available knowledge*. Journal of the American Dental Association, 2011. **142**(2): p. 150-8.
70. Zampelis, A., B. Rangert, and L. Heijl, *Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis*. J Prosthet Dent, 2007. **97**(6 Suppl): p. S35-43.
71. Bellini, C.M., et al., *A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla*. The International journal of prosthodontics, 2009. **22**(2): p. 155-7.

72. Silva, G.C., et al., *Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2010. **25**(2): p. 239-46.
73. Fazi, G., et al., *Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2011. **26**(4): p. 752-9.
74. Lan, T.H., et al., *Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2010. **25**(4): p. 763-70.
75. Naconecy, M.M., et al., *Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants*. J Appl Oral Sci, 2010. **18**(2): p. 178-85.
76. Naini, R.B., et al., *Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2011. **26**(4): p. 776-81.
77. Testori, T., et al., *Immediate nonocclusal versus early loading of dental implants in partially edentulous patients: 1-year results from a multicenter, randomized controlled clinical trial*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2007. **22**(5): p. 815-22.
78. Bevilacqua, M., et al., *The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures*. J Prosthet Dent, 2011. **105**(1): p. 5-13.
79. Bevilacqua, M., et al., *Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(6): p. 539-42.